



---

**Universidad de Valladolid**

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**

**DEPARTAMENTO DE TEORÍA DE LA SEÑAL Y COMUNICACIONES E  
INGENIERÍA TELEMÁTICA**

**TESIS DOCTORAL:**

**INNOVACIONES EN SISTEMAS E INTERFACES HUMANO-  
MÁQUINA: APLICACIÓN A LAS TECNOLOGÍAS DE  
REHABILITACIÓN**

**Presentada por Albano Carrera González para optar al grado de  
doctor por la Universidad de Valladolid**

**Dirigida por:  
Dr. Alonso Alonso Alonso  
Dr. Ramón de la Rosa Steinz**



**TITULO:** Innovaciones en sistemas e interfaces humano-máquina:  
aplicación a las tecnologías de rehabilitación

**AUTOR:** Albano Carrera González

**DIRECTORES:** Dr. Alonso Alonso Alonso  
Dr. Ramón de la Rosa Steinz

**DEPARTAMENTO:** Teoría de la señal y comunicaciones e ingeniería telemática

**Miembros del Tribunal**

**PRESIDENTE:**

**VOCALES:**

**SECRETARIO:**

**SUPLENTE:**

**FECHA DE LECTURA:**

**CALIFICACIÓN:**



## Resumen

La presente Tesis Doctoral se ha desarrollado en el entorno de trabajo del Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería de la Universidad de Valladolid, que enfoca su actividad en varias líneas de investigación dedicadas a la asistencia de discapacitados mediante la aplicación de Tecnologías de Rehabilitación (TR). Concretamente, la labor investigadora del autor se ha centrado en la implementación de diferentes interfaces persona-máquina, innovadoras y adaptadas a la discapacidad, cuya finalidad es facilitar la interacción del usuario con su entorno. Con objeto de aportar una funcionalidad práctica, el autor de la Tesis ha participado, sustancialmente, en el desarrollo de diferentes dispositivos y sistemas que incorporasen sus innovaciones técnicas. Estos trabajos están orientados a conseguir ayudas para mejorar la autonomía personal, además de entrenadores de rehabilitación para personas con discapacidades severas.

Adicionalmente, tras un análisis detallado de la actividad del grupo de investigación y teniendo en cuenta la experiencia del autor, se ha desarrollado una metodología de trabajo que proporcionase unas guías adecuadas para llevar a cabo la labor genérica de implementar sistemas TR. El objetivo es dotar al ingeniero de las herramientas necesarias y de la estrategia adecuada para abordar sistemáticamente la variada actividad necesaria en este campo. Esta metodología, centrada en las necesidades del paciente, está basada en la colaboración de equipos interdisciplinarios con el fin de obtener sistemas y dispositivos técnicos funcionales que permitan conseguir los mejores resultados. La metodología propuesta ha demostrado su idoneidad en la aplicación a diversos desarrollos prácticos en TR.

Tras realizar un amplio análisis del estado de la técnica, evaluando las diferentes soluciones existentes en la comunidad científica, las interfaces innovadoras implementadas se han dividido en dos grupos, dependiendo de su función: interfaces aferentes y eferentes. Por un lado, las aferentes permiten al usuario, mediante señales voluntarias, la comunicación con el entorno o el control de sistemas de propósito general o específico adaptados. Por otro lado, las interfaces eferentes posibilitan la recepción por parte del paciente, mediante algún tipo de estimulación, de información del entorno o de señales sustitutivas con el objeto de conseguir sustituir la funcionalidad perdida.

Se han desarrollado, además, diferentes sistemas de ayuda técnica basados en estas interfaces, también innovadores, que permiten a los usuarios discapacitados mejorar aspectos de su calidad de vida e independencia personal. Estos equipos finales incluyen una plataforma de entrenamiento neuromuscular y distintos sistemas: de movilidad adaptada, de asistencia a la

bipedestación en parapléjicos, de vigilancia y telepresencia, de comunicación aumentativa y de sustitución sensorial.

Todos los prototipos implementados han sido probados por muestras de la población de pacientes y sujetos de control, realizando colaboraciones con centros investigadores de referencia nacional como el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Los resultados conseguidos demuestran el correcto funcionamiento de todos ellos y su utilidad para diferentes aplicaciones: ayuda al diagnóstico, entrenamiento muscular, control de dispositivos externos o, simplemente, tareas de entretenimiento. En resumen, todos los equipos implementados pueden suponer un notable incremento en la mejora de la calidad de vida y en las actividades que pueden realizar los potenciales usuarios.

Los dispositivos y resultados, fruto de la investigación realizada, se han presentado y expuesto en diferentes publicaciones y eventos científicos: artículos de revista, capítulos de libro, comunicaciones en congresos y conferencias invitadas.

**PALABRAS CLAVE:** Tecnologías de Rehabilitación, interfaces humano-máquina, ayudas técnicas.

## Abstract

The present Doctoral Thesis has been developed in the working environment of the Laboratory of Electronics and Bioengineering of the University of Valladolid, which focuses on several lines of research dedicated to assist disabled people through the use of Rehabilitation Technologies (RT). The author's research work has been focused specifically on the development of different human-machine interfaces, very innovative and adapted to disability, whose main aim is to facilitate handicapped people's interaction with their own environment. In order to provide practical functionality, the Thesis' author has participated substantially in the development of different devices and systems that incorporate his own technical innovations. These works are aimed to get help in order to improve personal autonomy, besides personal rehabilitation trainers for people with severe disabilities.

Furthermore, after a detailed analysis of the research group activity and taking into account the author's experience, a methodology that would provide adequate guides to perform the generic work to implement RT systems has been developed. The goal is to provide the engineer with the necessary tools and the right strategy to systematically address the varied activity needed in this field. This methodology, which focuses on the needs of the patient, is based on the interdisciplinary teams' collaboration in order to obtain functional systems and technical devices that allow the achievement of the best results. The proposed methodology has been proved suitable in the practical implementation of a selection of RT developments.

Once a comprehensive analysis of the status of this technique has been carried out, assessing at the same time the different solutions in the scientific community, the implemented innovative interfaces have been divided into two different groups, depending on their function: afferent and efferent interfaces. On the one hand, the afferent ones allow, by voluntary signals, the user communication with the environment or the control of adapted systems with diverse purposes. On the other hand, the efferent interfaces will let the patient to receive, by any type of stimulation, environmental information or to substitute signals in order to replace the lost function.

In addition, a set of innovative technical aid systems, based on these interfaces, have been developed. These systems allow the disabled users to improve in terms of quality of life and independence. This final equipment includes a neuromuscular training platform and a set of systems: adapted mobility, assistive standing for paraplegics, surveillance and telepresence, augmentative communication and sensorial substitution.

All implemented prototypes have been tested in population samples of patients and control subjects. Moreover, there has been a great cooperation with researchers from some

national reference centres, such as the National Paraplegics Hospital of Toledo. The obtained results reveal the correct operation of all of them and their suitability for different applications: diagnosis assistance, muscle training, control of external devices or just entertainment tasks. To sum up, all deployed systems may represent an increase in improving the quality of life and the activities that potential users would perform.

The devices and results of this investigation work have been presented and discussed in a set of publications and scientific events: journal articles, book chapters, conference papers and invited lectures.

**KEYWORDS:** Rehabilitation Technologies, human-machine interfaces, technical aids.



*A mis padres*



*“The lover of life's not a sinner.  
The ending is just a beginner.  
The closer you get to the meaning,  
the sooner you'll know that you're dreaming.  
So it's on and on and on,  
... it's Heaven and Hell”*

Ronnie James Dio  
Heaven and Hell interpretado por Black Sabbath



## Agradecimientos

En este prólogo quiero mostrar mi reconocimiento a todas aquellas personas que bien directamente bien indirectamente han aportado su ayuda para que, finalmente, este trabajo haya sido posible.

En primer lugar, me gustaría agradecer su atención y trato a los directores de esta Tesis Doctoral: Alonso Alonso y Ramón de la Rosa. Su experiencia y aportaciones han sido realmente útiles a lo largo de todo el trabajo de investigación desde la concepción de ideas hasta las discusiones de resultados o asistencias expresas durante la implementación de los equipos y la realización de pruebas en sujetos. Asimismo, son de reconocer todas las revisiones realizadas al documento escrito de este trabajo. En última instancia, mención especial merece el buen trato recibido desde el momento en el que entre a formar parte del grupo de investigación.

En segundo lugar, dar las gracias a mis padres, Jesús y Eva, que siempre me han apoyado y ayudado. Además, mediante su comprensión y ánimos han conseguido que todo, hasta el momento, haya sido más sencillo y llevadero. A este agradecimiento debo sumar al resto de mi familia que también se preocupan por mí.

Por supuesto, agradecer a todos los compañeros y amigos que he tenido a lo largo de todos mis años de formación académica y vida universitaria. Al personal técnico de la escuela por su experiencia, ideas y asistencia expresa en algunos casos y al personal de servicios por su gentil atención siempre que ha sido necesaria. A todos los compañeros de trabajo del grupo de investigación del Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería, especialmente a aquellos que han realizado el proyecto fin de carrera bajo mi tutela. No me gustaría olvidarme de mencionar a todas las personas que se han presentado voluntarias para la realización de pruebas con los sistemas e interfaces implementados, ampliando este reconocimiento al Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo y a su personal especializado.

Extender esta mención a todos los amigos que, afortunadamente, he tenido a lo largo de estos años, en especial a los que siguen siéndolo después de todo. Ellos saben quiénes son.

Asimismo, ampliar el agradecimiento al mundo de la música, heavy y clásica, por todas las cosas que es capaz de transmitir y su inigualable capacidad de inspiración. Adicionalmente, y aunque no tenga nada que ver, al mundo del ciclismo de montaña por el afán de superación y la relajación que induce.

Para finalizar esta sección, me gustaría agradecer al lector su tiempo. Sólo queda disculparme en caso de que se me haya olvidado alguien, pero bastará decir que no están todos los que son pero son todos los que están.

Gracias.



# Índice abreviado

Capítulo 1: Introducción .....	23
1.1 Motivación .....	24
1.2 Ámbito de trabajo.....	24
1.3 Objetivos .....	26
1.4 Fases y métodos .....	28
1.5 Organización de la memoria .....	30
1.6 Estado de la técnica y antecedentes .....	31
1.7 Sumario .....	46
Capítulo 2: Aspectos fisiológicos de interés .....	49
2.1 Sistema nervioso .....	49
2.2 Células nerviosas.....	51
2.3 Fuentes de potenciales bioeléctricos .....	53
2.4 Fisiología muscular .....	61
2.5 Unión neuromuscular .....	66
2.6 Somestesia.....	67
2.7 Electroodos.....	73
2.8 Conclusiones .....	77
Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema .....	79
3.1 Metodología para sistemas TR.....	80
3.2 Interfaces humano-máquina: aspectos clave .....	83
3.3 Desarrollos prácticos: interfaces .....	86
3.4 Desarrollos prácticos: sistemas completos TR.....	95
3.5 Conclusiones .....	100
Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados. 101	
4.1 Sistema flexible de adquisición de señales bioeléctricas .....	102
4.2 Interfaces adaptadas para discapacidad motora severa .....	129
4.3 Reconocimiento de voz .....	138
4.4 Electroestimulación funcional.....	141
4.5 Estimulación sensorial .....	152
4.6 Adaptación de la interfaz aferente de señales bioeléctricas a un sistema de entrenamiento neuromuscular. La plataforma UVa-NTS .....	156
4.7 Sistema de movilidad adaptado basado en una silla de ruedas eléctrica.....	162
4.8 Sistema de telepresencia .....	169
4.9 Sistema de comunicación aumentativa .....	173
4.10 Sistema de sustitución sensorial.....	177
4.11 Conclusiones .....	178
Capítulo 5: Resultados .....	181

## INNOVACIONES EN SISTEMAS E INTERFACES HUMANO-MÁQUINA: APLICACIÓN A LAS TR

5.1 Plataforma de entrenamiento neuromuscular .....	181
5.2 Sistema de movilidad .....	221
5.3 Sistema de sustitución sensorial .....	225
5.4 Sumario .....	232
Capítulo 6: Conclusiones.....	235
6.1 Acerca de la terminología y la metodología propuesta .....	235
6.2 Acerca de las interfaces y los sistemas TR.....	237
6.3 Aportaciones del autor.....	242
6.4 Compendio .....	244
6.5 Líneas futuras .....	245
Referencias .....	247
Apéndice I: Medios disponibles .....	265
Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas.....	269
Apéndice III: Producción científica y trabajos realizados.....	281
Glosario .....	289



# Índice general

Capítulo 1: Introducción .....	23
1.1 Motivación .....	24
1.2 Ámbito de trabajo.....	24
1.3 Objetivos .....	26
1.4 Fases y métodos .....	28
1.5 Organización de la memoria .....	30
1.6 Estado de la técnica y antecedentes .....	31
1.6.1 Desarrollo de dispositivos de adquisición de señales biológicas .....	31
1.6.2 Procesado .....	34
1.6.3 Estudio de señales .....	36
1.6.3.1 Enfermedades.....	37
1.6.3.2 Efecto de factores externos .....	38
1.6.4 Electrodo.....	38
1.6.5 Aplicaciones para rehabilitación .....	39
1.6.6 Estimulación.....	41
1.6.7 Interfaces humano-máquina aferentes.....	42
1.6.7.1 Reconocimiento de voz .....	43
1.6.7.2 Sistemas basados en cámaras de vídeo .....	43
1.6.7.3 Señales EMG/EOG durante el movimiento muscular voluntario .....	44
1.6.7.4 Señales de electroencefalograma o interfaces cerebro-máquina .....	44
1.6.7.5 Detección de movimientos residuales sin el uso de señales bioeléctricas.....	45
1.6.7.6 Sensores inerciales .....	45
1.6.7.7 Navegación autónoma .....	45
1.7 Sumario .....	46
Capítulo 2: Aspectos fisiológicos de interés .....	49
2.1 Sistema nervioso .....	49
2.1.1 Sistema nervioso central .....	50
2.1.2 Sistema nervioso periférico.....	50
2.1.2.1 Sistema nervioso somático .....	50
2.1.2.2 Sistema nervioso autónomo .....	50
2.2 Células nerviosas.....	51
2.2.1 Neuronas .....	51
2.2.2 Células de la glía .....	52
2.3 Fuentes de potenciales bioeléctricos .....	53
2.3.1 Potenciales de reposo y de acción .....	53
2.3.2 Propagación.....	55
2.3.2.1 Señales neurales .....	55
2.3.2.2 Transmisión sináptica.....	56
2.3.3 Potenciales bioeléctricos .....	57
2.3.3.1 El electrocardiograma .....	58

2.3.3.2 El electroencefalograma .....	59
2.3.3.3 El electromiograma .....	60
2.3.3.4 Otros potenciales bioeléctricos.....	60
2.3.3.5 Espectro de frecuencias de las señales bioeléctricas .....	61
2.4 Fisiología muscular .....	61
2.4.1 Organización funcional del músculo esquelético .....	61
2.4.2 Energética muscular .....	63
2.4.3 Organización funcional del músculo liso .....	64
2.4.4 Organización funcional del músculo cardiaco .....	65
2.5 Unión neuromuscular .....	66
2.6 Somestesia.....	67
2.6.1 Vías sensoriales.....	68
2.6.1.1 Vía dorsal (lemniscal) .....	69
2.6.1.2 Vía anterolateral (espinotalámica).....	69
2.6.2 Modalidades sensoriales.....	70
2.6.3 Receptores específicos .....	70
2.6.3.1 Mecanorreceptores de adaptación lenta.....	71
2.6.3.1.1 Disco de Merkel .....	71
2.6.3.1.2 Bulbo de Ruffini.....	71
2.6.3.2 Mecanorreceptores de adaptación rápida .....	72
2.6.3.2.1 Corpúsculos de Meissner.....	72
2.6.3.2.2 Corpúsculos de Paccini.....	72
2.6.3.3 Sumario de mecanorreceptores.....	72
2.7 Electroodos.....	73
2.7.1 Microelectrodos.....	74
2.7.2 Electroodos superficiales.....	75
2.7.3 Electroodos de aguja .....	76
2.8 Conclusiones .....	77
Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema.....	79
3.1 Metodología para sistemas TR .....	80
3.2 Interfaces humano-máquina: aspectos clave .....	83
3.2.1 Comparativa HMI.....	84
3.3 Desarrollos prácticos: interfaces.....	86
3.3.1 Interfaz aferente: señales bioeléctricas .....	88
3.3.2 Interfaz aferente: señales biomecánicas .....	89
3.3.3 Interfaz aferente: reconocimiento facial .....	90
3.3.4 Interfaz aferente: reconocimiento de voz .....	90
3.3.5 Interfaz eferente: estimulación funcional .....	91
3.3.6 Interfaz eferente: estimulación sensorial .....	94
3.4 Desarrollos prácticos: sistemas completos TR.....	95
3.4.1 La plataforma UVa-NTS. Integración interfaz aferente de señales bioeléctricas.....	95
3.4.2 Sistema de movilidad .....	96
3.4.3 Sistema de vigilancia y telepresencia .....	97
3.4.4 Sistema de comunicación aumentativa.....	98
3.4.5 Sistema de sustitución sensorial .....	99
3.5 Conclusiones .....	100
Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados. 101	
4.1 Sistema flexible de adquisición de señales bioeléctricas.....	102
4.1.1 Amplificador de instrumentación .....	103
4.1.2 Filtro paso-alto .....	107
4.1.2.1 Diseño previo: Realimentación mediante etapa integradora simple.....	109
4.1.2.2 Diseño operativo: Realimentación con atenuación de resistencias en T .....	113
4.1.2.3 Diseño operativo: Realimentación con atenuación de etapa inversora .....	116

## ÍNDICE GENERAL

4.1.2.4 Comparativa entre las dos soluciones operativas propuestas .....	118
4.1.3 Filtro paso-bajo .....	120
4.1.3.1 Filtro RC lead-lag pasivo .....	120
4.1.3.2 Filtro de capacidades conmutadas .....	121
4.1.4 Electrodo.....	123
4.1.4.1 Electrodo pasivo.....	124
4.1.4.2 Electrodo activo .....	124
4.1.5 Aspecto final .....	125
4.1.5.1 Subsistema de adquisición y acondicionamiento .....	125
4.1.5.2 Subsistema de digitalización y alimentación .....	128
4.1.6 Aislamiento .....	129
4.2 Interfaces adaptadas para discapacidad motora severa .....	129
4.2.1 Sensores mecánicos.....	130
4.2.1.1 Sensores ópticos de reflexión.....	131
4.2.1.2 Sensores ópticos de detección de patrones.....	132
4.2.1.3 Sensores de vibración.....	133
4.2.2 Sistema de procesado .....	135
4.2.3 Reconocimiento de imágenes.....	136
4.3 Reconocimiento de voz.....	138
4.3.1 Hardware.....	138
4.3.2 Software .....	140
4.4 Electroestimulación funcional.....	141
4.4.1 Parte hardware.....	141
4.4.1.1 Conversor digital-analógico y buffer .....	142
4.4.1.2 Conversor DC-DC.....	143
4.4.1.3 Etapa de salida.....	146
4.4.1.4 Subsistemas adicionales .....	147
4.4.2 Parte software.....	148
4.4.2.1 Corrientes farádicas.....	149
4.4.2.2 TENS.....	149
4.4.2.3 Corrientes estimulantes .....	150
4.4.3 Presentación final .....	151
4.5 Estimulación sensorial .....	152
4.5.1 Hardware.....	153
4.5.2 Software .....	155
4.6 Adaptación de la interfaz aferente de señales bioeléctricas a un sistema de entrenamiento neuromuscular. La plataforma UVa-NTS .....	156
4.6.1 Aplicaciones software de rehabilitación .....	157
4.6.1.1 Calibración .....	158
4.6.1.2 Herramienta <i>espacio</i> .....	158
4.6.1.3 Herramienta <i>brazo</i> .....	158
4.6.1.4 Herramienta <i>MioPong</i> .....	159
4.6.2 Arquitectura software.....	159
4.6.2.1 Modulo de comunicaciones y configuración de la interfaz (Conversor.dll) ....	160
4.7 Sistema de movilidad adaptado basado en una silla de ruedas eléctrica.....	162
4.7.1 Control de la silla .....	163
4.7.1.1 Sistema electrónico .....	163
4.7.1.2 Sistema mecánico.....	165
4.7.2 Detector de obstáculos .....	167
4.7.3 Presentación final.....	168
4.8 Sistema de telepresencia .....	169
4.8.1 Robot.....	170
4.8.1.1 Procesado .....	170
4.8.2 Control de movimientos: interfaz adaptada .....	171
4.8.3 Control de movimientos: acceso remoto.....	172

4.9 Sistema de comunicación aumentativa.....	173
4.9.1 Software de comunicación aumentativa: VibroControl .....	173
4.9.1.1 Módulo <i>configuración</i> .....	174
4.9.1.2 Módulo <i>control automático</i> .....	174
4.9.1.3 Módulo <i>cursor</i> .....	174
4.9.1.4 Módulo <i>ejemplo silla</i> .....	175
4.9.1.5 Módulo <i>teclado</i> .....	176
4.10 Sistema de sustitución sensorial .....	177
4.11 Conclusiones .....	178
Capítulo 5: Resultados.....	181
5.1 Plataforma de entrenamiento neuromuscular .....	181
5.1.1 Especificaciones .....	182
5.1.1.1 Respuesta en frecuencia .....	187
5.1.1.2 Estabilidad de <i>offset</i> a la salida.....	188
5.1.1.3 Estabilidad térmica .....	191
5.1.1.4 Medidas de ruido .....	194
5.1.1.5 Conclusiones .....	203
5.1.2 Pruebas de funcionamiento preliminares en sujetos de control.....	204
5.1.3 Protocolo de rehabilitación para lesionados medulares.....	205
5.1.3.1 Selección de pacientes.....	206
5.1.3.2 Sesión de consolidación .....	206
5.1.3.2.1 Herramienta <i>espacio</i> .....	207
5.1.3.2.2 Herramienta <i>MioPong</i> .....	207
5.1.3.3 Sesión de familiarización .....	208
5.1.4 Pruebas en pacientes con lesión medular .....	208
5.1.5 Prueba en paciente con distrofia muscular .....	211
5.1.6 Pruebas en sujetos de control .....	213
5.1.7 Comparativa entre poblaciones .....	217
5.1.7.1 Herramienta <i>espacio</i> .....	217
5.1.7.2 Herramienta <i>MioPong</i> .....	219
5.1.8 Conclusiones .....	220
5.2 Sistema de movilidad .....	221
5.2.1 Protocolo de pruebas .....	221
5.2.2 Resultados .....	222
5.2.3 Conclusiones .....	225
5.3 Sistema de sustitución sensorial .....	225
5.3.1 Interfaz aferente: reconocimiento de voz .....	226
5.3.2 Interfaz eferente: estimulación sensorial.....	228
5.3.3 Conclusiones .....	231
5.4 Sumario .....	232
Capítulo 6: Conclusiones.....	235
6.1 Acerca de la terminología y la metodología propuesta .....	235
6.2 Acerca de las interfaces y los sistemas TR.....	237
6.2.1 Interfaces .....	237
6.2.2 Sistemas completamente funcionales desarrollados para TR.....	240
6.3 Aportaciones del autor.....	242
6.3.1 Interfaz aferente: señales bioeléctricas .....	242
6.3.2 Interfaces aferentes: señales biomecánicas y reconocimiento de imágenes.....	242
6.3.3 Interfaz aferente: reconocimiento de voz .....	243
6.3.4 Interfaz eferente: estimulación funcional .....	243
6.3.5 Interfaz eferente: estimulación sensorial.....	243
6.3.6 Plataforma UVa-NTS: adaptación.....	243
6.3.7 Sistema de movilidad .....	243

## ÍNDICE GENERAL

6.3.8 Sistema de vigilancia y telepresencia.....	244
6.3.9 Sistema de comunicación aumentativa .....	244
6.3.10 Sistema de sustitución sensorial.....	244
6.4 Compendio .....	244
6.5 Líneas futuras.....	245
Referencias.....	247
Apéndice I: Medios disponibles.....	265
I.1 Medios software.....	265
I.2 Ordenadores.....	266
I.3 Equipamiento de laboratorio.....	266
I.3.1 Material para la realización de placas de circuito impreso .....	267
I.4 Dispositivos hardware.....	267
Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas.....	269
II.1 Alimentación .....	269
II.1.1 Batería .....	270
II.1.2 Cargador de baterías .....	270
II.1.3 Conversor de tensión .....	272
II.1.4 Comprobación de baterías .....	273
II.1.5 Obtención de voltajes de alimentación .....	273
II.2 Conexión USB.....	274
II.2.1 Adaptaciones realizadas .....	275
II.3 Conectores .....	277
II.3.1 Electrodo.....	277
II.3.2 Información entre subsistemas .....	278
II.4 Sumario .....	279
Apéndice III: Producción científica y trabajos realizados .....	281
III.1 Trabajos relacionados con la Tesis Doctoral.....	281
III.1.1 Artículos de revista .....	281
III.1.2 Capítulos de libro .....	282
III.1.3 Comunicaciones en congresos .....	283
III.1.4 Conferencias invitadas .....	283
III.1.5 Divulgación en medios de comunicación.....	283
III.1.6 Dirección de proyectos fin de carrera .....	284
III.1.7 Participación en proyectos de investigación .....	284
III.2 Otros trabajos .....	285
III.2.1 Artículos de revista .....	285
III.2.2 Comunicaciones en congresos .....	286
III.2.3 Divulgación en medios de comunicación.....	286
III.2.4 Participación en proyectos de investigación .....	287
Glosario.....	289



# Capítulo 1: Introducción

Las Tecnologías de Rehabilitación (TR) constituyen un poderoso instrumento para conseguir una mejor calidad de vida y autonomía personal de personas que sufren algún tipo de lesión (lesionados medulares, pacientes con pérdida de alguna extremidad...), así como de personas dependientes de avanzada edad que requieren algún tipo de atención continuada. En la actualidad, se están desarrollando numerosas investigaciones asociadas a este campo.

En este trabajo de investigación se definirán líneas de investigación claramente diferenciadas asociadas a estas tecnologías. Por un lado, las interfaces aferentes, constituidas por los sistemas de adquisición de señales bioeléctricas y biomecánicas, permiten obtener información del sistema nervioso y muscular. De este modo, se consigue información relevante del cuerpo humano que permite realizar tareas de entrenamiento para una determinada disfunción, así como el control de dispositivos, asociando el funcionamiento del mismo con diferentes órdenes voluntarias. Además, el análisis posterior de los datos obtenidos en las fases de entrenamiento permite conseguir un baremo objetivo de la evolución de la lesión del paciente.

Por otro lado, se definirán las interfaces eferentes, las cuales pueden utilizarse para estimulación, generando señales de diferente naturaleza que serán transferidas al cuerpo humano con el objetivo de realizar funciones complementarias o sustitutivas que un determinado paciente ya no puede realizar. Con estos procedimientos se pueden conseguir una serie de efectos como la contracción de un determinado músculo o simular un determinado estímulo sensorial. Se considerarán incluidos en esta clasificación de sistemas aferentes o eferentes a dispositivos que no utilizan señales bioeléctricas o biomecánicas, sino que consiguen información mediante sistemas de acondicionamiento externo, como, por ejemplo, sistemas que detectan la presión dispuestos de forma adecuada o de reconocimiento facial con ayuda de dispositivos de video. De la misma manera, habría que incluir diferentes sistemas que permiten extender los sentidos o acciones del sujeto más allá de lo que el puede conseguir, de forma que logre realizar tareas no abordables en su estado de dependencia y/o discapacidad.

Es posible combinar diferentes técnicas tanto aferentes como eferentes, generándose nuevas aplicaciones con el objeto de obtener herramientas cada vez más potentes en la asistencia al discapacitado. De este modo, se pueden conseguir unos resultados considerablemente más efectivos mejorando la calidad de vida de la población discapacitada y dependiente que presenta problemas de autonomía o interacción con el entorno en su vida cotidiana.

Todos estos factores se hacen especialmente importantes en una sociedad donde existe un progresivo envejecimiento de la población y, en consecuencia, un aumento de las personas dependientes. Debido a esto, han cobrado vital importancia todas las ayudas que puedan mejorar, de alguna forma, la calidad de vida, la autonomía y la socialización de los sectores de población afectados. Es en este campo donde las líneas de investigación a las que se ha hecho referencia anteriormente tienen su máxima aplicación para convertir gradualmente en realidad los objetivos propuestos. En la actualidad el Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería (LEB) de la Universidad de Valladolid, [1], ubicado en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación (ETSIT), trabaja en el desarrollo de sistemas técnicos muy diversos con el objeto de progresar en las líneas de investigación presentadas anteriormente.

## 1.1 Motivación

En la actualidad, debido a todos los avances tecnológicos existentes se podrían solucionar, de manera asequible, una buena parte de las limitaciones que sufren personas de avanzada edad, con discapacidad o con determinadas disfunciones en su organismo. No obstante, por extraño que parezca, muchas de las necesidades asociadas a algunos tipos de discapacidad no están cubiertas por soluciones tecnológicas adecuadas y, en muchos de los casos, estas soluciones no se encuentran ni tan siquiera en fase de desarrollo. Existe por lo tanto un factor de motivación en la apertura de líneas de investigación, desarrollo e innovación de sistemas e interfaces aplicadas en Tecnologías de Rehabilitación (TR) y orientadas a la resolución de tareas necesarias para parte de la población, actualmente, sin resolver.

Como puede suponerse, todos los desarrollos e innovaciones planteadas en un campo como éste no pueden resumirse y/o limitarse al desarrollo de conceptos teóricos, simulaciones o análisis funcionales, sino que es necesario construir los dispositivos e intentar que éstos, realmente, tengan utilidad para la población a la que van dirigidos, por muy reducida que ésta sea. Además, como resulta lógico pensar, estos desarrollos pueden y deben tener un coste económico asumible para los potenciales usuarios finales. Por lo tanto, es necesario demostrar a los discapacitados, y también al resto de la población, que puede facilitarse su vida cotidiana, mejorando su calidad de vida, con aparatos y dispositivos tecnológicos útiles y asequibles.

Adicionalmente, para el autor de esta Tesis Doctoral, su realización supone un gran paso ya que conseguirá formarse e investigar de manera vocacional en una determinada disciplina, en este caso las TR, aportando nuevas líneas de investigación innovadoras para alcanzar soluciones prácticas, y contribuyendo al desarrollo de otras ya existentes en el seno de un grupo de investigación universitario. De esta manera, se pretende participar de manera activa en la comunidad científica aportando conceptos innovadores al estado de la técnica del ámbito de trabajo.

Finalmente, cabe desatacar que las aportaciones incluidas en esta Tesis pueden entenderse como un humilde paso más dentro del ámbito de la Ingeniería Biomédica y las Tecnologías de Rehabilitación.

## 1.2 Ámbito de trabajo

El cuerpo humano puede entenderse como una máquina avanzada compuesta por sistemas complejos para la realización de diferentes tareas y un conjunto de interfaces, aferentes y eferentes, que permiten interactuar con el medio que rodea al organismo. De esta manera, el



## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

organismo posee diferentes entradas de información, interfaces aferentes, por ejemplo, los ojos, los oídos o el tacto; y, por otro lado, presenta sistemas de salida, interfaces eferentes, como pueden ser la voz, gestos de las manos o la acción de andar. El inconveniente que presenta el organismo es que, en un momento dado, una o algunas de estas interfaces pueden dejar de funcionar por diferentes causas o problemas; algunos de estos problemas pueden ser: lesiones medulares, disfunciones del sistema nervioso, amputaciones de miembros o, simplemente, envejecimiento de los tejidos corporales asociados a determinadas zonas o tareas.

A pesar de que los términos aferente y eferente únicamente tienen sentido si se emplean con sistemas biológicos o en anatomía, en esta Tesis Doctoral se utilizará esta misma nomenclatura para hacer referencia a las interfaces y equipos electrónicos desarrollados. De esta manera, se tendrá una definición clara del tipo de interfaz al que se refiere el texto. El empleo de estas palabras es análogo al uso que se le da en sistemas biológicos, de manera que, un dispositivo encargado de captar señales de una determinada naturaleza y llevarlas hacia un núcleo central del sistema electrónico será considerado *aferente*. Por otro lado, un equipo electrónico *eferente* será aquel que sintetice una serie de señales en el núcleo del dispositivo y las transmita, de alguna forma, hacia su exterior. Estos términos serán empleados haciendo referencia a diferentes dispositivos y sistemas electrónicos a lo largo de la Tesis Doctoral ya que aclararán en gran medida el entendimiento de todo el contenido, siguiendo las definiciones anteriores. Además, el uso de esta nomenclatura define y supone una analogía conveniente, en muchos aspectos, entre los términos empleados en TR, anatomía humana y biología.

El ámbito de trabajo de esta Tesis Doctoral es el desarrollo de diferentes sistemas e interfaces que puedan ser utilizados para suplir el mal funcionamiento o, directamente, para sustituir la inactividad de aquellos elementos biológicos que presentan problemas. La figura 1-1 presenta dos siluetas humanas, una masculina y otra femenina, donde se han señalado mediante diferentes colores las interfaces aferentes y eferentes en las que se trabajará para conseguir diferentes objetivos.

Como se observa en la figura 1-1 serán diferentes las interfaces desarrolladas y cada una de ellas tendrá objetivos claramente diferenciados, pero se pretende conseguir integrar todas en una misma filosofía de trabajo de manera que puedan ser intercambiadas para la realización de distintas tareas. Algunas de ellas han sido localizadas en zonas concretas del cuerpo humano, figura 1-1, pero pueden ser utilizadas en otras zonas corporales siempre que se considere oportuno.

Así pues, se realizarán interfaces aferentes de reconocimiento facial o de imágenes, adquisición de señales biomecánicas, reconocimiento de voz y adquisición de señales bioeléctricas. En lo que respecta al reconocimiento de imágenes, aunque se puede reconocer cualquier parte del cuerpo, se ha elegido utilizar reconocimiento facial por comodidad y porque en casos de lesionados medulares severos, la movilidad facial es una capacidad remanente en casi todos los casos. Siguiendo un razonamiento similar, las señales biomecánicas pueden obtenerse en diferentes partes del cuerpo humano, pero en esta Tesis Doctoral se utilizarán las señales biomecánicas correspondientes al entorno ocular, y que aparecen al guiñar los ojos. Para finalizar con las interfaces aferentes, se diseñará e implementará un dispositivo de adquisición de señales bioeléctricas y biopotenciales. En la figura 1-1 se ha ubicado en el brazo derecho de las siluetas humanas, aunque el sistema desarrollado estará diseñado para la adquisición de señales bioeléctricas o biopotenciales de diferente naturaleza: electrocardiograma, electromiograma, electroencefalograma...

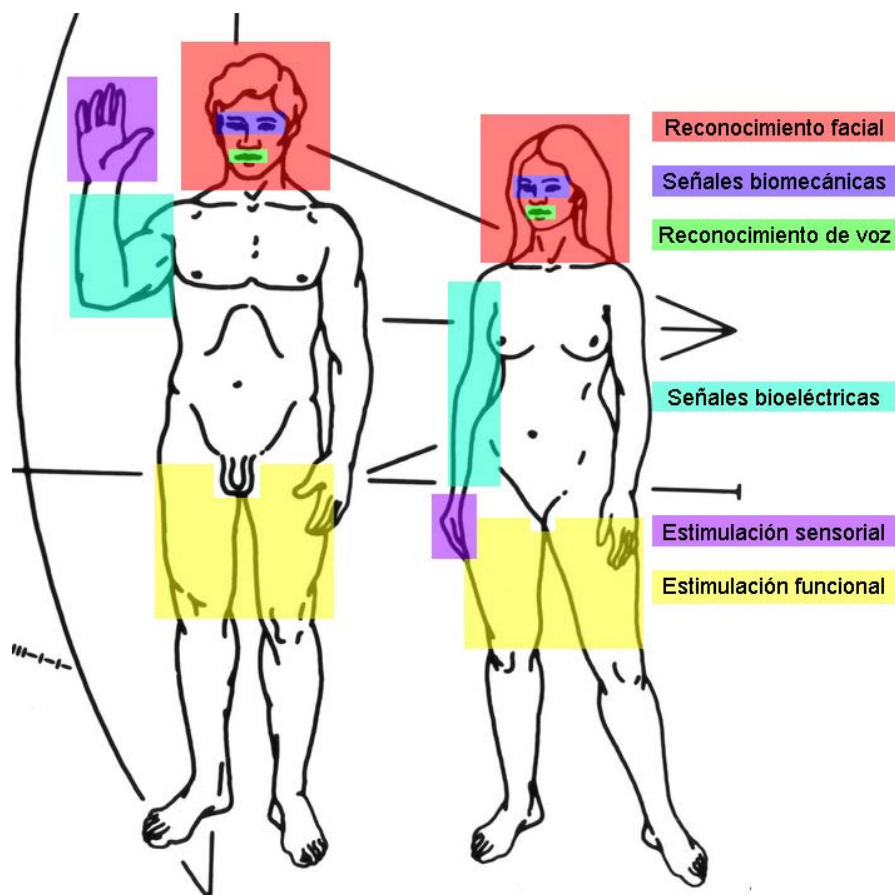


Figura 1-1: Siluetas humanas, masculina y femenina, con la señalización de las diferentes interfaces que se pretenden desarrollar. Adaptación de una parte de la figura grabada en la placa del Pioneer X.

En lo que respecta a las interfaces estimulantes o eferentes, se han desglosado en la figura 1-1 en estimuladores funcionales y estimuladores sensoriales. En cuanto al primer caso, la estimulación funcional se ha ubicado sobre los muslos ya que el principal objetivo que se perseguirá con esta interfaz es la bipedestación de un individuo, aunque puede utilizarse con otros grupos musculares y, tal y como se verá, también para otros objetivos. En lo que respecta a la estimulación sensorial, colocada sobre la mano derecha, se ha elegido esta representación para simbolizar el sentido del tacto de un determinado sujeto, aunque se utilizarán otras señales de estimulación para sentidos como la vista.

Por lo tanto, es muy importante para el desarrollo y entendimiento de esta Tesis Doctoral pensar en el cuerpo humano como un sistema muy avanzado y perfeccionado de interfaces, aferentes y eferentes, que pueden sufrir problemas; en ese aspecto es donde debe trabajarse para conseguir diferentes objetivos a partir de interfaces humano-máquina adaptadas o que realicen una determinada función. Adicionalmente, estas interfaces pueden asociarse entre ellas o con dispositivos externos, de propósito general o específico, para conseguir sistemas completos que realicen determinadas funciones, mejorando de esta manera la calidad de vida y, en muchos casos, la socialización de personas con discapacidad o de avanzada edad.

### 1.3 Objetivos

La presente Tesis Doctoral persigue un conjunto de objetivos emanados de la interrelación entre los diferentes elementos mostrados en epígrafes anteriores. Esta

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

multiplicidad quedará enmarcada en el ámbito de las TR y, más concretamente, en las interfaces humano-máquina para interacción con el entorno cotidiano, ya sean eferentes o aferentes.

Los objetivos estarán dirigidos a la introducción al ámbito de trabajo, a la adquisición de los conocimientos requeridos, a la estructuración de las etapas de desarrollo y, por último, a las etapas finales de realización de pruebas o análisis de datos. Por tanto, los objetivos a alcanzar quedarán desglosados de la siguiente forma:

- Estudio del estado de la técnica en el ámbito de las TR y, concretamente, en lo que respecta a las interfaces humano-máquina. Con este primer objetivo, se pretende conocer qué trabajos existen en la comunidad científica y con qué sentido se aplican sus desarrollos. Asimismo, se obtendrán una serie de conocimientos necesarios para el correcto desarrollo del hardware y el software que incorporarán los sistemas finales implementados.
- Adquisición de conocimientos de fisiología y de los diferentes sistemas del cuerpo humano implicados en los procesos de adquisición de señales (bioeléctricas, biomecánicas, visuales, sonoras...) y en los procesos de estimulación corporal mediante la generación de señales artificiales de diferente naturaleza (electroestimulación, mecanoestimulación...).
- Diseño y definición de una metodología de trabajo basada en las necesidades del paciente y el uso del cuerpo humano como sistema, partiendo de las interfaces aferentes y eferentes biológicas. Esta metodología será puesta a prueba con el desarrollo de un número suficientemente amplio y diverso de dispositivos TR.
- Estudio de las necesidades reales de la población a la que van a ir dirigidas las diferentes interfaces que se vayan desarrollando. Se intentará que los diferentes diseños cubran las necesidades de un sector de población lo más amplio dentro de las posibilidades.
- Diseño y desarrollo de diferentes partes hardware-software para la construcción de interfaces humano-máquina innovadoras lo más útiles y fiables posible. De esta manera, se trabajará en la innovación de las interfaces y las señales utilizadas para cada caso, pero también en la innovación de los sistemas de adquisición y acondicionamiento y en la parte de realimentación de resultados, siempre que ésta sea posible. Tomando como referencia la figura 1-1, tal y como se ha comentado en el apartado anterior, se pretenden construir diferentes interfaces:
  - Interfaz aferente de reconocimiento facial.
  - Interfaz aferente de adquisición de señales biomecánicas.
  - Interfaz aferente de reconocimiento de voz.
  - Interfaz aferente de adquisición de señales bioeléctricas
  - Interfaz eferente de estimulación sensorial.
  - Interfaz eferente de estimulación funcional.
- Diseño y desarrollo de sistemas innovadores más complejos, partiendo de las interfaces humano-máquina presentadas, destinados a personas con problemas de movilidad, ya sea por discapacidad o por una edad avanzada, de modo que puedan conseguir una mayor socialización e interacción con el entorno que les rodea. Concretamente, se desarrollarán los siguientes sistemas:
  - Sistema de movilidad novedoso para pacientes con grandes problemas de movilidad como mejora de la independencia del sujeto.

- Sistema de comunicación aumentativa para el control de un ordenador personal.
- Robot de vigilancia adaptado a discapacidad motora severa y control remoto orientado a uso en interiores.
- Conseguir que un sujeto pueda obtener información del entorno, ya sea como realimentación a partir de una interacción previa, o anterior a esta interacción, utilizando interfaces innovadoras. De esta manera, en función de las disfunciones del paciente, se puede conseguir que la recepción de información se realice por unas vías sensoriales o por otras.
- Estudiar y mejorar el proceso de rehabilitación y evaluación de disfunciones y lesiones de determinados pacientes utilizando protocolos novedosos y aplicando las interfaces previamente desarrolladas. El objetivo fundamental de esta tarea es conseguir que un sujeto, mediante una realimentación ya sea gráfica, es decir, visual o ya sea mecánica, obtenga una mejora en la ejecución de un determinado movimiento o en la funcionalidad de la parte corporal debilitada o lesionada. Además, se pretende que las interfaces y los datos obtenidos mediante su aplicación puedan utilizarse, a partir de una baremación, como sistemas de evaluación de lesiones así como de la evolución de las mismas. De forma que, además de tareas de rehabilitación, mediante su uso puedan realizarse diagnósticos objetivos de posibles lesiones y/o problemas de movilidad.

Con todos estos objetivos en mente, se pretenden diseñar interfaces humano-máquina innovadoras, y sistemas asociados que empleen éstas, para permitir mejorar la calidad de vida y la independencia de personas discapacitadas o de avanzada edad que padecen disfunciones. Además, se quiere conseguir que, lejos de la mayoría de sistemas actuales, los potenciales usuarios y sus familiares puedan permitirse la adquisición de los dispositivos creados y que éstos realmente cubran las necesidades básicas a las que están orientados, dando especial importancia a su facilidad de uso y fiabilidad.

## 1.4 Fases y métodos

Para realizar un desarrollo racional de la Tesis Doctoral, se ha realizado una división del trabajo en diferentes partes para tener, de este modo, una mejor organización y un mayor control sobre las partes ya realizadas.

1. Inicialmente, se debe conseguir adquirir una serie de conocimientos y habilidades para el desarrollo de la Tesis Doctoral. Esto correspondería a la **fase de documentación** que, a su vez, se corresponde con los siguientes puntos:
  - Adquirir conocimientos prácticos sobre biología y medicina con el fin de conocer el funcionamiento de algunos aspectos biológicos y fisiológicos, especialmente, los procesos de generación de señales biológicas, biomecánicas y diferentes mecanismos de estimulación sensorial.
  - Profundizar en la programación en C y C++ para conseguir desarrollar las diferentes partes software para la realización de las aplicaciones que se incorporarán en los sistemas.
  - Adquirir conocimientos de electrónica analógica, digital y de plataformas hardware comerciales para el desarrollo de prototipos.
  - Estudio de los prototipos construidos por el grupo de investigación en anteriores proyectos para aprovechar el conocimiento y los desarrollos previos.

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

- Revisar las diferentes publicaciones realizadas en los ámbitos en los que se enmarca esta Tesis Doctoral y en aquellos estrechamente relacionados.
  - Informarse acerca de las necesidades propias de la población a la que van dirigidos los desarrollos TR que pretenden implementarse.
  - Investigación y concepción de nuevos sistemas a desarrollar.
2. **Fase de desarrollo**, se deberá realizar el diseño y las posteriores implementaciones de prueba de los sistemas que pretenden desarrollarse. Esta fase de desarrollo hardware/software puede dividirse en los siguientes puntos:
- Estudiar y seleccionar convenientemente las señales bioeléctricas que se van a procesar, los gestos o señales biomecánicas que se utilizarán como interfaces y las posibles señales de estimulación sensorial o funcional que se emplearán.
  - Diseñar cada uno de los sistemas de manera parcial, es decir, dividido en bloques funcionales, en una placa de pruebas. El objetivo de este primer paso es conseguir aislar los problemas y obtener una completa funcionalidad de cada etapa por separado.
  - Una vez que cada una de las etapas parciales del sistema funcione por separado en la placa de pruebas, se realizará un montaje uniendo todas ellas sobre una placa de circuito impreso. El objetivo de esta parte del desarrollo es conseguir un prototipo operativo lo más compacto posible.
  - En los casos que sea necesario se realizará el desarrollo software necesario para el completo funcionamiento de los dispositivos, ya sea con aplicaciones en el ordenador o en microcontroladores.
3. **Fase de testeo y pruebas**, aunque esta fase está integrada parcialmente en la anterior, una vez construido el prototipo final de cada uno de los sistemas se realizará una validación funcional del equipo:
- Realizar la validación de las aplicaciones desarrolladas de forma real y comprobar que todos los equipos son operativos.
  - Para algunos de los dispositivos se diseñan protocolos de pruebas, en colaboración con médicos especialistas, cuando es necesario, para conseguir una correcta aplicación y utilidad de los sistemas para los usuarios finales.
  - Siguiendo los protocolos diseñados, se realizan las pruebas en muestras de poblaciones de pacientes, sujetos de control o ambos.
4. Para finalizar, la **fase de análisis y documentación** de los resultados obtenidos, que comprenderá los siguientes hitos:
- Análisis de los resultados obtenidos, integración de las aplicaciones desarrolladas y, en caso necesario, realizar nuevas pruebas de validación.
  - Difusión y publicación de los sistemas desarrollados y los datos obtenidos mediante su aplicación práctica.

Asimismo, para la realización de la Tesis Doctoral, al tratarse de un ámbito de trabajo aplicado y con diversas líneas de investigación, en el que es necesario implementar de manera física diferentes dispositivos, ha sido necesario utilizar una gran cantidad de medios tanto hardware como software, todos estos medios se encuentran detallados en el *Apéndice I: Medios disponibles*.

## 1.5 Organización de la memoria

Para facilitar la lectura de esta Tesis Doctoral, se ha realizado una división en seis capítulos claramente diferenciados. En cada uno de estos capítulos se ha incluido una pequeña introducción parcial que servirá para poner en situación al lector acerca del contenido de ese capítulo. Asimismo, se ha incluido un apartado de conclusiones parciales o sumario en cada uno de los capítulos.

El primer capítulo, *Capítulo 1: Introducción*, en el que se incluyen estas líneas, sirve para realizar una introducción del trabajo desarrollado. De esta forma, se presenta brevemente el ámbito de trabajo, los objetivos que se pretenden conseguir, las fases que se seguirán a lo largo de todo el desarrollo de la Tesis y los medios, hardware y software disponibles, ampliados en uno de los apéndices. Adicionalmente, a continuación, como parte más amplia de la introducción, se incluye un amplio repaso bibliográfico por la literatura científica relacionada, incluyendo artículos en revistas nacionales e internacionales, libros y comunicaciones en congresos. El repaso se ha dividido en diferentes secciones para clarificar su lectura.

En el siguiente capítulo, *Capítulo 2: Aspectos fisiológicos de interés*, se explican de forma teórica algunos de los conceptos que serán de utilidad para entender el funcionamiento de los sistemas desarrollados. De este modo, se realiza una introducción de neurofisiología, donde el lector podrá conocer los tipos de células nerviosas, el origen de las señales bioeléctricas y los biopotenciales existentes. Además, se explicarán, de forma breve, conceptos asociados con la fisiología muscular y las uniones neuromusculares. Se expondrán, brevemente, fundamentos de somestesia y los diferentes mecanorreceptores encargados de la detección de estímulos. Para finalizar el capítulo se presentarán los diferentes tipos de electrodos existentes.

El *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema* presenta una metodología desarrollada durante el trabajo de investigación y que otorga unas guías de trabajo para el investigador en Tecnologías de Rehabilitación. Esta metodología está centrada en las necesidades del paciente y requiere de la colaboración de equipos interdisciplinarios. Adicionalmente, en este capítulo se realiza una comparativa entre las diferentes interfaces humano-máquina en las que trabaja la comunidad científica atendiendo a los parámetros que deben cumplir. Además, se presentarán las diferentes interfaces y sistemas TR que se expondrán en los siguientes capítulos.

El capítulo cuarto, *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, se corresponde con el grueso del trabajo de esta Tesis Doctoral. En él se presentan los diferentes interfaces que se han desarrollado. De esta manera, se presentan los interfaces aferentes desarrollados para adquirir señales bioeléctricas, biomecánicas o de reconocimiento de voz; y, posteriormente, los sistemas de estimulación, funcional y sensorial implementados. Adicionalmente, este capítulo presenta cinco equipos finales desarrollados: la adaptación de un nuevo equipo a una plataforma de entrenamiento neuromuscular, un sistema de movilidad completo para personas con movilidad reducida y basado en una silla de ruedas comercial, un robot de vigilancia y telepresencia, un sistema completo de comunicación aumentativa y un sistema de sustitución sensorial basado en las interfaces de reconocimiento de voz y estimulación sensorial. Todos estos sistemas se explican de forma extendida y completa haciendo hincapié en todos los aspectos considerados de interés.

El *Capítulo 5: Resultados* presenta los resultados y la discusión de los mismos acerca de las pruebas realizadas en pacientes y sujetos de control con la plataforma de entrenamiento neuromuscular, el sistema de movilidad y el sistema de sustitución sensorial. Para la plataforma de entrenamiento neuromuscular, se presentan tanto pruebas de especificación haciendo una

comparativa de funcionamiento entre distintos diseños y dispositivos utilizados, como pruebas de funcionamiento preliminares y siguiendo los protocolos diseñados, en colaboración con médicos especialistas, para conseguir aplicaciones útiles de rehabilitación y evaluación de personas discapacitadas. El sistema de movilidad ha sido probado por sujetos de control en el entorno del laboratorio de investigación siguiendo un protocolo específico, al igual que el sistema de sustitución sensorial completo.

El último capítulo, *Capítulo 6: Conclusiones*, presenta las conclusiones a las que se ha llegado a lo largo de todo el trabajo realizado, divididas en subapartados, y las aportaciones del autor en cada uno de los sistemas e interfaces que se han implementado.

Para finalizar la memoria, se incluyen tres apéndices. El primero de ellos, *Apéndice I: Medios disponibles*, detalla los diferentes medios disponibles para la realización de la Tesis Doctoral. El segundo, *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*, expone aspectos constructivos adicionales de la interfaz aferente de adquisición de señales bioeléctricas. El tercero, *Apéndice III: Producción científica y trabajos realizados*, recoge un resumen de todas las publicaciones realizadas por el autor de la Tesis Doctoral, especificando debidamente todos los campos de interés.

### **1.6 Estado de la técnica y antecedentes**

En este apartado se realizará una revisión bibliográfica atendiendo a todo tipo de publicaciones relacionadas en cierta medida con el trabajo que pretende desarrollarse en esta Tesis Doctoral. De esta manera, se pretende conseguir una visión global del estado del arte actual en el ámbito de interés. Las Tecnologías de Rehabilitación (TR), que constituyen el principal campo de actuación de este trabajo, se centran en el desarrollo de sistemas y dispositivos para incrementar la autonomía personal y la calidad de vida, pero se encuentra estrechamente relacionado con otros ámbitos de similar denominación [2]. La amplitud del trabajo desarrollado en la Tesis Doctoral ha contemplado un necesario periodo de formación por parte del autor en diversas disciplinas y contenidos. Muchas de las referencias que se citan aquí han contribuido a ese objetivo. Lógicamente, también se recogen numerosos trabajos que guardan alguna relación con el tipo de desarrollos realizados por el autor y que están descritos en este documento. Estos artículos han sido tenidos en cuenta como elementos de comparación de modo que pueda valorarse la bondad de las contribuciones propias de esta Tesis Doctoral.

En la exposición de la revisión que se realizará se atenderá a las publicaciones que han surgido en los últimos años pero sin dejar de lado publicaciones más antiguas. A partir de las referencias aquí recogidas, se han querido cubrir aquellos aspectos, tanto básicos, como complementarios que constituyen las bases de las TR. Para ello se ha realizado una clasificación por contenidos de las referencias usadas en la Tesis Doctoral, en función del ámbito de investigación. Además de los trabajos aquí expuestos, existen publicaciones como [3] y [4] en las que se tratan de forma global muchos de los asuntos relacionados con la ingeniería biomédica.

#### **1.6.1 Desarrollo de dispositivos de adquisición de señales biológicas**

Existen numerosas publicaciones en el ámbito de la creación de dispositivos médicos y, concretamente, referidos a la adquisición de señales bioeléctricas y su acondicionamiento. Como primera referencia, cabe destacar un libro de adquisición general de señales, [5], donde se

explican de forma detallada los sistemas de adquisición, desarrollando cada una de las funciones necesarias desde la adaptación de la entrada hasta la de la salida. Se explican los diferentes elementos que formarán parte del circuito que se pretende desarrollar así como sus posibles aplicaciones. Será por lo tanto, una referencia clave para la construcción de cualquier tipo de sistema de adquisición como el que se tratará en este documento.

Si se cierra el cerco en cuanto a bibliografía se refiere en el ámbito de interés, la ingeniería biomédica, aparecen otros libros como [6] donde aparte de explicarse las diversas medidas que pueden realizarse en cada uno de los sistemas presentes en el cuerpo humano, se exponen las formas de realizar diferentes tipos de procesados de las señales recogidas y, adicionalmente, se explican los distintos tipos de instrumentación que pueden utilizarse para la recogida de datos procedentes del organismo. De esta forma, aparecen publicaciones como [7] donde se cubren todos los aspectos de los dispositivos electrónicos médicos. Se presentan tanto aspectos básicos como avanzados, de forma que un ingeniero sin mucha base médica o un médico sin mucha base electrónica pueda llegar a implementar un dispositivo completamente operativo.

Los amplificadores bioeléctricos requieren una alta ganancia, una baja densidad equivalente de ruido, un alto rechazo al modo común (CMRR, del inglés *Common Mode Rejection Ratio*) y una elevada impedancia de entrada. Estas características son fácilmente alcanzables utilizando un amplificador de instrumentación. Asimismo es necesario utilizar varias etapas para conseguir la ganancia adecuada para las señales de interés, entre  $10^3$  y  $10^5$  dependiendo de la señal [8], estas ganancias no pueden ser alcanzadas en una sola etapa debido a problemas con la saturación, de hecho, es recomendable que la ganancia del amplificador de instrumentación sea menor de  $10^2$ . Además, es importante que estos dispositivos presenten un alto nivel de aislamiento para evitar daños en los pacientes, [9].

Desde hace algunos años, han sido numerosos los autores que se han centrado en trabajos de desarrollo de dispositivos amplificadores para señales bioeléctricas. De esta forma, aparecen trabajos como [10] dónde se presenta un dispositivo de amplificación, en dos etapas, incluyendo un sistema de conmutación de resistencias para conseguir cambios en la ganancia, fijando un coste asequible para las aplicaciones a las que se orienta. En [11] se presenta un circuito de adquisición de dos canales que incorpora ganancias y niveles de continua a la salida ajustables con potenciómetros y, adicionalmente, incorpora acoplador de alterna, rectificación y filtrado paso bajo opcionales.

Uno de los principales problemas con los amplificadores bioeléctricos reside en el rechazo de la componente continua de la señal y según numerosos estudios lo más indicado es el uso de supresión activa [12] y [13]. Existen numerosas formas de supresión del nivel de continua: incluyendo un condensador en serie con la resistencia que fija la ganancia en el amplificador diferencial de entrada, colocar un condensador de acoplo en la entrada del amplificador, incluir *buffers* de entrada para el acoplo en alterna consiguiendo altas impedancias de entrada o colocar transformadores de audio a la entrada; en todos estos casos se produce una degradación del CMRR y las características de ruido del circuito [12] y, además, estas técnicas necesitan valores poco prácticos de los componentes pasivos. Normalmente, el valor de continua rechazado no suele ser aprovechable ya que se debe a artefactos no biológicos, sin embargo, existen aplicaciones donde pueden ser de interés tras un posterior procesado, [14] presenta un circuito que incluye una salida con el nivel de continua presente a la entrada, además, de la salida convencional con la señal de interés con la continua rechazada.



Existen trabajos que se centran únicamente en mejorar una de las características esperadas en los sistemas de amplificación bioeléctricos donde se trabaja en la mejora del acople en alterna obteniendo un alto CMRR, [15], o analizan las propiedades que tiene que tener un sistema de adquisición de señales bioeléctricas a su entrada, haciendo especial hincapié en el acople en alterna ofreciendo una alta impedancia [16]. Para mejorar estas características, las investigaciones de [17] han conseguido desarrollar un sistema de medida continua de la impedancia entre el sujeto y los electrodos. Normalmente, esta comprobación se realiza al principio mediante un circuito adicional que se puentea para que no afecte a las medidas pero, en este caso, se utiliza una señal adicional en el modo común para realizar una continua exploración.

En la mayoría de los casos se presentan sistemas completos para la adquisición y acondicionamiento de señales. [18] desarrolla un sistema integrado de adquisición de señales biomédicas (ECG, EEG, EP y señales relativas a la respiración). La arquitectura del sistema posee tres cabeceras analógicas para la adquisición de señales que una vez adquiridas se pasan al dominio digital para facilitar su procesado. El dispositivo incorpora opciones de auto-calibración y un auto-test de comprobación y esta desarrollado en tecnología CMOS de 350 nm para su integración. En [19] se muestra un amplificador orientado a ECG pero también válido para otros biopotenciales, desarrollado en tecnología CMOS de 500 nm, con un pequeño consumo y alto rechazo al modo común. El trabajo [20] presenta el desarrollo de un sistema ASIC para su uso en la adquisición de señales ECG, EMG, EEG y EP. En [21] se presenta un diseño de bioamplificador orientado a señales EEG y [22] presenta una simulación de un sencillo amplificador para la adquisición de señales bioeléctricas que, únicamente, incorpora dos etapas: un amplificador de instrumentación y un filtro de ranura. El trabajo mostrado en [23] presenta un sistema de adquisición para diferentes tipos de señales, entre ellos 16 canales EMG, para el control de una prótesis de los miembros inferiores, se incluyen explicaciones de la arquitectura implementada y se presentan las pruebas realizadas para el algoritmo creado y su comprobación utilizando el prototipo implementado para uno de los canales. Algunos trabajos como [24] y [25] realizan comparativas entre diferentes amplificadores para biopotenciales atendiendo a los parámetros de interés como el CMRR, la ganancia, la fase o las características de ruido de cada dispositivo.

En los últimos años, se está trabajando para conseguir funcionalidades que se tenían menos en cuenta en los diseños más tradicionales. De esta manera se está trabajando en conseguir dispositivos con una alimentación unipolar evitando el uso de convertidores DC-DC [19] y [26], en la reducción del voltaje de alimentación [27] y en la reducción drástica del consumo de la electrónica manteniendo unas características de amplificación y acondicionamiento muy elevadas, [28], [29] y [30]. Asimismo, se está trabajando en reducir el cableado o conseguir sistemas en los que desaparezca, dejando al individuo portador del dispositivo toda la libertad necesaria en sus movimientos. [28] y [31] presentan electrodos activos, utilizando diferentes soluciones, que permiten reducir el cableado entre el sistema de electrodos y el dispositivo de amplificación final. El objetivo de trabajos como [32], [33], [34], [35] es desarrollar sistemas de adquisición de señales bioeléctricas, fundamentalmente, para su uso en el registro de electromiograma superficial utilizando tecnologías inalámbricas para su envío desde la cabecera de adquisición hasta el sistema de procesado. En particular las tecnologías empleadas fueron ZigBee, comunicación de radiofrecuencia basada en un cable enrollado utilizando codificación Manchester y modulación en fase (PSK) o, simplemente, usando modulación en frecuencia (FSK). En [36] se propone un interesante sistema de

adquisición de este tipo de tamaño compacto e inalámbrico para la recogida de señales electromiográficas. De este modo y, mediante una comunicación Bluetooth con el ordenador se realizará un procesamiento posterior utilizando LabView. Para finalizar este estudio se realiza una comparativa entre la señal de electromiograma recibida y la de un sistema de adquisición comercial. Como ya se ha indicado, normalmente, los registros de señales electromiográficas se hacen con la ayuda de cables y las tecnologías inalámbricas ayudan a poder prescindir de este cable, esto se hace verdaderamente necesario cuando se quiere realizar un sistema para recoger información del organismo de niños mientras juegan, este hecho se trata en [37] desarrollando un sistema de adquisición de señales bioeléctricas y su estudio en una situación específica de juego infantil.

Para finalizar el apartado, cabe destacar que la monitorización continua de pacientes [38] y la telemedicina [39], también están consiguiendo una especial relevancia en el desarrollo de dispositivos. En [38] se presenta un sistema diseñado para la monitorización de señales fisiológicas que procesadas en tiempo real muestran información en una PDA o teléfono móvil.

### 1.6.2 Procesado

En lo referente al procesamiento de señales, si se realiza una revisión de los trabajos realizados en este ámbito, se encuentran numerosas publicaciones. En [40] se explican de forma detallada, para sistemas de adquisición basados en ordenadores personales, desde las interfaces hardware más utilizadas hasta ejemplos de aplicaciones que incluyen lenguajes de programación e interfaces software. Centrado en el ámbito de las señales bioeléctricas, existen libros como [41] donde se explican de forma detallada los tipos de señales neurológicas como electroencefalogramas, potenciales de acción y electromiogramas, además del procesamiento de señales de electrocardiograma. Adicionalmente, todas las señales explicadas se acompañan de la descripción de una herramienta para su análisis como el análisis espectral de Fourier o las aplicaciones de *wavelets*. Otra referencia interesante en este campo, [42] presenta diferentes técnicas de análisis para señales neurológicas, especialmente basadas en señales de electroencefalograma. [43] presenta un procesamiento para señales EMG utilizando la técnica de descomposición por valores singulares. El trabajo de [44] estudia el diseño de un filtro digital para la supresión de las fluctuaciones del nivel de referencia que pueden encontrarse en la adquisición de señales bioeléctricas. El algoritmo presentado es prometedor para mejorar la calidad de las señales pero debe mejorarse para tener utilidad práctica. Por otra parte [45] presenta una herramienta de procesamiento digital, concretamente un filtro, para la detección de picos en señales EMG tomadas en la superficie corporal. La detección de picos puede ser de especial importancia cuando se pretende utilizar un dispositivo de control de sistemas externos como los que se han desarrollado en esta Tesis Doctoral. Siguiendo con el análisis de señales bioeléctricas, aunque en este caso de estimulación, [46] realiza una revisión de las técnicas de procesamiento utilizadas en los implantes cocleares.

Además, de la mejora y desarrollo de nuevas técnicas de procesamiento propiamente dichas, existen numerosos trabajos sobre el post-procesado de las señales adquiridas con el fin de acondicionar o aislar las señales de interés. De este modo, en [47] se realiza un análisis de los efectos producidos en las señales EMG de los músculos de la espalda, debido a la señal de ECG del sujeto, que es relativamente intensa en esa zona del cuerpo. Se presenta un estudio comparativo, para dos técnicas diferentes de procesamiento, en individuos sanos y en individuos con dolor de espalda. Tras el procesamiento necesario resulta fácil discriminar entre individuos sanos y

con dolores. Además, se concluye que las interferencias entre señales EMG y ECG se producen de forma más severa en posiciones estáticas que cuando el sujeto se encuentra en movimiento. En [48] se presenta un estudio basado en la convolución para conseguir aislar la señal EMG de la posible interferencia con el ECG en las proximidades del pecho. De la misma manera, [49] presenta un algoritmo para la eliminación del ECG de las EMG basado en una red neuronal. En otros casos, [50], es necesario realizar el proceso inverso, es decir, separar la señal ECG de interés del ruido producido por las señales musculares. En este trabajo, se presenta un algoritmo para la detección de señal ECG contaminada por señales EMG y su eliminación dejando la señal de ECG interés limpia de interferencias. Este estudio realiza pruebas de tres tipos dejan una sensibilidad cercana al 100% en todos ellos. De la misma forma, esta contaminación entre señales también afecta a otros biopotenciales como el electroencefalograma (EEG), afectado por otros biopotenciales como el EMG, y deben desarrollarse técnicas de procesado para reducir los artefactos contaminantes [51] y [52]. En [53] se realiza un proceso similar pero con ligeras variaciones, en este trabajo se estudia la descomposición de señales de electromiograma multicanal en unidades motoras de potencial de acción. Se realizan descomposiciones de 10 señales de EMG correspondientes a actividad de 25 unidades motoras y se consigue una precisión mayor del 95% para más del 75% de un total de 176 señales de unidades motoras. Además de la contaminación de las señales bioeléctricas debido a interferencias con otras señales bioeléctricas, pueden producirse interferencias, o simplemente cambios en la señal, debido a procesos de estimulación funcional simultánea; [54] presenta un amplificador con supresión de los estímulos inyectados por el mismo dispositivo.

Respecto al procesado general de señales de electromiograma existen trabajos como [55] o [56]. En este último, se realiza un estudio de la forma de andar tanto en individuos sanos como con patologías. Para ello se presentan diferentes tipos de procesado de la señal de electromiograma con el fin de poder obtener resultados concluyentes. En [57] se presenta otro sistema diferente de procesado y una forma particular de representación frecuencia-tiempo.

Algunas investigaciones se realizan con el objetivo de conocer o clasificar los diferentes tipos de movimiento o posiciones que se consiguen en una determinada situación. De esta manera en [58] se presenta un estudio donde se relacionan señales de electromiograma de diferentes canales con movimientos de la mano del paciente. Para realizar una completa correlación entre ambos factores, se utiliza una red neuronal y se concluye la correlación que existe entre la posición y los valores de la integral del valor RMS de las señales obtenidas. En [59] se realiza un trabajo similar al anterior detectando mediante señales musculares la posición de la mano y actuando en consecuencia según sea la orden aplicada. Como ya se ha explicado antes, en algunos casos se hace especialmente importante la contaminación entre biopotenciales, [60] presenta un estudio de contaminación entre potenciales EMG de la mano y otros músculos del brazo, concretamente en el ejercicio de abducción del hombro. Esta contaminación entre biopotenciales sería nefasta para aplicaciones de detección de la posición de una determinada extremidad. Trabajos similares [61] y [62] estudian la forma de las señales musculares durante la acción de andar y las diferentes activaciones musculares durante el pedaleo en ciclismo, respectivamente. [63] presenta un novedoso método para la detección de la activación muscular basado en la transformada wavelets ya que otros métodos basados en la comparación con umbrales no resultan del todo eficaces.

Para finalizar este apartado, cabe destacar el trabajo realizado en [64] donde se presenta una aplicación que, recogiendo señales bioeléctricas, a través de electrodos colocados en diferentes puntos en la piel, concretamente, utilizando señales procedentes de los músculos, los

ojos y el cerebro, y, tras su posterior procesado, genera secuencias musicales controladas en tiempo real. El sistema se implementa para que el individuo consiga el mayor control posible de la secuencia musical generada de modo que esta no dependa en gran medida de la forma de la señal sino de sus características fundamentales.

### 1.6.3 Estudio de señales

En este apartado, se expondrán diferentes artículos donde se han estudiado diferentes tipos de señales bioeléctricas. El estudio se centrará, fundamentalmente, en el estudio de señales de electromiograma ya que son unas de las de mayor interés desde el punto de vista neurofisiológico. Además, de los trabajos relacionados con señales EMG se encuentran trabajos como [65] donde se realiza un estudio de las señales biológicas referentes a la actividad gastrointestinal.

En [66] se realiza un algoritmo para la generación de señales EMG que son comparadas de forma estadística con señales reales concluyendo su similitud para sujetos sanos. Una vez hecha esta comprobación, se realiza un estudio para explorar las relaciones entre la estructura y la activación del músculo con las señales electromiográficas adquiridas. En [67] se muestra un estudio realizado a 94 sujetos para diferentes fuerzas niveles de contracción del músculo bíceps. Se estudian diferentes parámetros de las señales de electromiograma superficial recogidas. Con las conclusiones conseguidas tras el estudio de las señales se pretende conseguir una buena base de datos para su utilización en la asistencia a personas con problemas neuromusculares o que necesitan rehabilitación muscular. Un documento similar, [68], realiza un estudio en las actividades del bíceps mediante electromiografía superficial para diferentes niveles de fuerza. Otro estudio electromiográfico interesante puede verse en [69]. En este artículo se estudian las señales EMG correspondientes a los músculos de la zona pélvica. Esta región del organismo se encuentra íntimamente relacionada con funciones tan importantes como las excretoras o las sexuales, por lo tanto resulta de especial interés su estudio y análisis. El estudio de [70] hace hincapié en la influencia que puede tener en las lesiones de la parte baja de la espalda las posiciones que implican una flexión del torso. Para prevenir estas lesiones se propone un dispositivo con una serie de sensores colocados estratégicamente, en los ligamentos o articulaciones, para avisar ante posiciones perjudiciales. [71] presenta un estudio de la activación de los músculos faciales, este trabajo, también, resulta de vital importancia ya que, en algunos casos, personas que han sufrido algún tipo de lesión medular podrían controlar diferentes dispositivos con órdenes asociadas a estos músculos. El trabajo [72] investiga si se pueden activar por separado las subdivisiones de algunos músculos humanos, por ejemplo el trapecio, con algún tipo de realimentación. Las pruebas reales realizadas por sujetos de control han resultado satisfactorias, ya que algunos de los sujetos han aprendido a usar de forma independiente algunas de las subdivisiones, por lo que los resultados son alentadores. En [73] se realiza una evaluación de los cambios que se producen en los músculos de la cadera conforme avanza la edad.

Un aspecto de interés que puede obtenerse de las señales musculares es una estimación de la fuerza realizada en diferentes situaciones. De esta manera, en [74] se desarrolla un estudio comparativo entre las señales EMG de seis canales procedentes del antebrazo de un sujeto y la fuerza ejercida sobre un sensor de presión situado en la mano. Se establecen diferentes tipos de patrones para identificar las relaciones existentes entre ambas señales registradas. Con este estudio, se establecen las bases para construir manos robóticas controladas mediante las señales

EMG del antebrazo de forma eficiente y con diferentes modos de cerrar la mano. Un estudio similar de la fuerza se muestra en [75], en este caso, se utiliza la adquisición de señales en los músculos de la pierna (gemelo y sóleo) y se realiza una fuerza conocida en el pie. Sin embargo, trabajos como [76] se encargan del estudio de las señales del antebrazo para distintas situaciones de la actividad diaria como, por ejemplo, agarrar objetos. [77] muestra un estudio realizado en primates dónde se han realizado adquisiciones mediante electrodos implantados y una evaluación para su posible uso en humanos con el fin de controlar prótesis. En [78] se presenta un documento que expone el procesado de diferentes tipos de señales procedentes tanto de acelerómetros como de los músculos para conocer la actividad muscular mientras el sujeto del análisis realiza un control de su postura. El grupo de investigación en el que se ha realizado esta Tesis Doctoral también ha realizado estudios, similares a los aquí expuestos, sobre el bíceps braquial, obteniendo una clara correspondencia entre la medida de un sensor de fuerza y las características de los registros de un canal EMG extraído de la zona central del músculo.

Otro de los aspectos más estudiados en los trabajos realizados es la fatiga muscular. En este orden de cosas se han realizado estudios como [79], [80], [81]. En este último, se realiza un estudio de la fatiga muscular de los músculos del cuello, hombros y espalda mientras el cuerpo humano esta en posiciones estáticas. Además, se realiza un estudio de los diferentes ángulos de acomodación del cuerpo mientras el sueño en colchones de diferentes materiales para nueve personas sanas. Estos estudios se basan en la teoría de la deriva, que indica que cuando el músculo se fatiga se produce, en el espectro de frecuencias, una deriva en la frecuencia principal. En lo que respecta a la fatiga muscular también pueden encontrarse estudios que emplean la señal de mecanomiograma (MMG) para detectar la fatiga muscular. En [82] se presenta un análisis comparativo entre fuerza muscular, MMG y fatiga. Los resultados indican que existe relación entre la intensidad del MMG adquirido y la fatiga o la fuerza de contracción. Asimismo, el grupo de investigación en el que se ha realizado todo el trabajo de esta Tesis Doctoral también ha trabajado en la detección de la fatiga muscular empleando MMG.

Adicionalmente, se realizan estudios de las señales EMG involucradas en la realización de algún deporte o ejercicio determinado. Este es el caso de [83], [84], [85] y [86] donde se realizan estudios de la activación muscular en el pedaleo realizado en el deporte del ciclismo. Trabajos como [87] y [88] presentan estudios de la actividad muscular para ejercicios determinado como flexiones del torso. Por otro lado, [89] se encarga del estudio de la activación muscular en el salto vertical para dos situaciones diferentes, mientras que [90] del ejercicio de extensión de la rodilla. También se encuentran trabajos realizados en otras disciplinas deportivas como el atletismo, este es el caso de [91] donde se estudia la actividad de trece músculos diferentes, en quince hombres entrenados, durante el proceso físico de correr. Además de los estudios referentes a las señales bioeléctricas en disciplinas deportivas, se han realizado estudios de las señales musculares para trabajadores que se encargan de tareas completamente diferentes en cinco tipos diferentes de industria: la construcción, el almacenaje, los transportes, trabajos forestales y la industria maderera, [92].

### **1.6.3.1 Enfermedades**

Existen numerosos estudios para establecer los efectos que producen algunas enfermedades y factores externos en la actividad bioeléctrica general. Con estos estudios se pretende conocer en mayor medida algunas de estos trastornos.

En lo referente a enfermedades, se han estudiado los efectos que produce en los músculos el parkinson [93] y [94]. En [94] se estudia el efecto del medicamento conocido como levodopa en enfermos de Parkinson concretamente para el músculo esternocleidomastoideo. Siguiendo con los enfermos de parkinson, [95] presenta un sistema que mediante las señales EMG y un algoritmo de detección basado en *wavelets* permite discriminar los temblores de los movimientos voluntarios. Persiguiendo el mismo objetivo, [96] describe la implementación de un dispositivo robótico basado en la monitorización de giróscopos y galgas extensiométricos para controlar, mediante un exoesqueleto del miembro superior, el temblor patológico.

El trabajo presentado en [97] muestra un método para limpiar las señales EMG contaminadas por electrocardiogramas y su aplicación en pacientes con dolores en la parte baja de la espalda. De este modo, se intenta hacer una correlación del dolor en la parte baja de la espalda con la señal EMG que se recoge. Siguiendo con los estudios de las señales bioeléctricas y su comportamiento en personas con diferentes patologías. El trabajo [98] muestra un estudio de las peculiaridades de la actividad bioeléctrica en personas con hiperprolactinemia. En [99] se centra en los efectos producidos por un pinzamiento, concretamente estudia todos los músculos relacionados en una lesión de hombro y [100] estudia la eficacia del uso de señales EMG como realimentación en personas con osteoartritis en la rodilla. Finalmente, [101] realiza un estudio de los cambios producidos en la forma de andar para personas que sufren diabetes, se expone un estudio comparativo entre enfermos y sujetos de control.

Adicionalmente, los directores de la Tesis Doctoral han realizado trabajos con señales bioeléctricas y biomecánicas para el estudio de diferentes enfermedades. Las señales EEG se han utilizado para el estudio de enfermedades como el alzheimer, [102] y la epilepsia, [103] y [104]. Partiendo de señales biomecánicas, el grupo ha trabajado en la detección de diagnósticos psiquiátricos como la esquizofrenia, [105], [106], [107] y [108].

### 1.6.3.2 Efecto de factores externos

Si se centra el repaso bibliográfico en los trabajos realizados sobre la influencia de factores externos en la actividad bioeléctrica se encuentran estudios referentes a los campos electromagnéticos ambientales tanto de baja frecuencia [109], [110] y [111], como de frecuencias correspondientes a las bandas de telefonía móvil [112]. Por otro lado, se han realizado desarrollos para observar como afecta un cambio de condiciones en el ambiente a las medidas realizadas para la obtención de señales EMG, concretamente se ha estudiado el efecto de la inmersión en un líquido [113] o los cambios producidos en las señales EMG cuando se aplican vibraciones de diferentes frecuencias al sujeto de interés [114].

### 1.6.4 Electrodo

Un aspecto crítico a la hora de la obtención de señales EMG del cuerpo humano es la colocación de los electrodos. Existen estudios, [115], [116], [117], [118] y [119], donde se realiza una valoración de cómo afecta la posición de los electrodos a la señal muscular adquirida y cual es la zona de los músculos que ofrece una mejor respuesta en el momento de obtención de las señales de interés. Para ello se realizan, por ejemplo, estudios con *arrays* de electrodos situados en un mismo músculo y un, posterior, procesado de las señales recogidas para valorar en que zonas se han conseguido mejores resultados. En [120] se realiza un análisis del efecto en la posición de los electrodos en cinco músculos diferentes mientras el sujeto camina, se utilizan

sujetos sanos que no utilizan la fuerza máxima de sus músculos para caminar. Este estudio concluye que las señales EMG dependen de la posición de los electrodos en lo referente a sensibilidad pero no en cuanto al tiempo de activación. Además, se realiza un estudio de las interferencias producidas entre los diferentes músculos durante la actividad realizada. [121] centra su estudio sobre qué frecuencias se ven más afectadas con la posición de los electrodos sobre la superficie de la piel del sujeto. Para realizar este análisis se utiliza un procesado mediante *wavelets* y se concluye que las diferencias entre las posiciones de la señales residen en las frecuencias bajas del espectro de las señales EMG (entre 2 y 110 hercios) mientras que para frecuencias superiores a 110 hercios, no se aprecian diferencias. Por otro lado, el estudio [122] presenta las ventajas de un tipo de electrodo de tres terminales concéntricos para la adquisición de señales EEG, considerando las virtudes frente a los electrodos convencionales.

Para finalizar este apartado, se incluirá en esta revisión un trabajo, [123], que estudia el influjo en parámetros corporales del uso de electrodos invasivos (agujas) para obtener señales de electromiograma. Tras las pruebas realizadas, a 50 pacientes mientras se les realizaban pruebas de obtención de señales EMG, mediante agujas, en 54 músculos, los resultados muestran que no existe correlación entre cambios en la presión sanguínea o en la frecuencia del bombeo cardiaco y el uso de electrodos de aguja en el sujeto por el dolor implicado.

### 1.6.5 Aplicaciones para rehabilitación

Una de las aplicaciones más habituales para las señales recogidas por los dispositivos de adquisición de señales es su uso en sistemas que faciliten algún tipo de aplicación o, simplemente, para rehabilitación después de haber sufrido una lesión. En [124] se describen algunos de los avances que, mediante el desarrollo de diferentes tecnologías de rehabilitación, han conseguido mejorar la calidad de vida de personas con diferentes disfunciones como pueden ser, por ejemplo, la ceguera.

En lo que respecta al control de dispositivos externos se realizará una amplia revisión en un apartado posterior, en este apartado se centrará el estudio del estado del arte en los dispositivos de rehabilitación y el desarrollo de prótesis basadas, fundamentalmente, en el empleo de señales electromiográficas.

Múltiples son las aplicaciones y desarrollos dentro de las TR orientadas a mejorar la rehabilitación de algún tipo de lesión de un paciente. La asistencia robótica para rehabilitación es una de las técnicas más empleadas en este campo y uno de los más claros ejemplos. Esta técnica, combinada con la detección de intención basada en señales bioeléctricas o biomecánicas, constituye un gran elemento de mejora para el control motor a corto y largo plazo de las articulaciones de las extremidades [125]. Sin embargo, en el mismo estudio [125], que presenta una revisión de ocho trabajos que muestran rehabilitación asistida, se considera que no se obtienen efectos consistentes en la mejora de habilidades funcionales mediante estas técnicas. Dentro de las técnicas de rehabilitación robóticamente asistidas se encuentran múltiples trabajos para rehabilitación de las extremidades superiores realizando, generalmente, movimientos en un plano horizontal [126], [127] y [128] utilizando señales EMG de los músculos. El trabajo realizado en [129] presenta dos dispositivos diferentes para la rehabilitación de la articulación codo-hombro, con dos grados de libertad, y la muñeca, con un único grado de libertad; adicionalmente, presenta una escala objetiva para la evaluación de lesiones utilizando los resultados obtenidos con el uso del sistema robótico. En [130] se presenta un sistema de rehabilitación para las articulaciones de los miembros superiores (muñeca y codo) mediante un

robot con funcionamiento asistido por señales EMG y, se estudian los resultados de forma comparativa con los obtenidos en el caso de un robot con control convencional. Se concluye que los resultados obtenidos de las pruebas realizadas al grupo con el robot controlado mediante EMG incrementan las actividades motoras del codo y la muñeca. Se han realizado, también, estudios para mejorar la rehabilitación de articulaciones, como la muñeca, basadas en la combinación de adquisición de señales y estimulación eléctrica funcional, [131]. Pueden encontrarse otro tipo de sistemas robóticos de asistencia a la rehabilitación de la muñeca con tres grados de libertad de rotación [132] o para las articulaciones de la mano, en concreto para las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángica proximal [133].

En los últimos años, además de los sistemas robóticos de asistencia a la rehabilitación se han implementado numerosos sistemas virtuales de entrenamiento neuromuscular [134]. El trabajo [134] realiza una revisión de entornos de entrenamiento neuromuscular dónde se incluye la plataforma de la Universidad de Valladolid para el entrenamiento neuromuscular (plataforma UVa-NTS, siglas del inglés *University of Valladolid – Neuromuscular Training System*), [135] y [136], realizada en el seno del Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería donde se ha realizado esta Tesis Doctoral, y en la cuál el autor ha participado activamente. Esta plataforma, que se presentará más adelante, incorpora diferentes herramientas y juegos controlados con señales bioeléctricas procedentes de los músculos, es muy escalable y permite adaptaciones de cualquier sistema actuador que se desee. Otros sistemas permiten el control de sistemas virtuales combinando las señales procedentes de los músculos con otras procedentes de la parte frontal del cerebro, electroencefalográficas (EEG), [137] y [138]. El objetivo del uso de las señales EEG es obtener una realimentación afectiva del usuario para mejorar el control del entorno virtual adaptándolo a diferentes estados mentales del sujeto.

Otro de los aspectos clave en la rehabilitación de pacientes son las prótesis sustitutivas de miembros para sujetos con alguna determinada amputación o simplemente al desarrollo de exoesqueletos que mejoren las funcionalidades de determinados miembros corporales con algún tipo de problemas. Son muchos los estudios que se han encargado de valorar la viabilidad de la construcción de prótesis controladas mediante señales EMG, [139], [140], [141] y [142]. El trabajo de [141] muestra un estudio preliminar para el desarrollo final de un sistema de una mano protésica controlado por las señales EMG del antebrazo. Para este cometido y con el fin de mejorar la funcionalidad de la mano, se realizan pruebas de análisis de las señales EMG del antebrazo utilizando un array de sensores y un guante que permite recoger la posición en la que se encuentra la mano. De una forma similar [142] pretende decodificar información de señales electroneurográficas, de sensorización y control, con el objetivo de mediante algoritmos conseguir el control de prótesis neurales y control de manos protésicas. En el grupo de investigación en el que se han realizado todos los trabajos incluidos en esta Tesis Doctoral, también se ha desarrollado un procedimiento para valorar la viabilidad de uso de prótesis mioeléctricas por parte de pacientes, empleando un entrenador de prótesis mioeléctrica virtual, [143].

La mano es uno de los elemento que más se ha trabajado a la hora de buscar un elemento sustitutivo artificial [144], [145] y [146], en todos estos casos se ha optado por la construcción de una prótesis de la mano con un alto nivel de movilidad y control basado en señales EMG. En [145] se presenta el desarrollo completo de una prótesis controlada por señales electromiográficas superficiales, con un diseño basado en la simplicidad, la ligereza y un buen número de movimientos necesarios en este tipo de aplicaciones. El control está basado en las señales recogidas del sistema neuromuscular y una red neuronal con una tasa de aprendizaje



variable y los resultados obtenidos reflejan que se pueden conseguir varias posturas prensiles y que el sistema posee un gran valor de aplicación. En lo que respecta al desarrollo de exoesqueletos para la mano, [147] muestra uno orientado a su uso durante la rehabilitación después de lesiones o golpes. El sistema utiliza las señales del electromiograma del brazo para el control de la prótesis exoesquelética. De este modo, a partir de las señales musculares se pueden definir las trayectorias que el paciente pretende realizar con su mano y poder asistir al movimiento. Adicionalmente, se han incluido sensores de fuerza y de ángulo de posición para cada articulación presente en el sistema robótico. Además, también se ha estudiado la forma de agarrar objetos, orientado a la mayor adaptación de prótesis de miembro superior, estudiando y reconociendo la naturaleza y forma aproximándose a la capacidad subconsciente humana de realizarlo [148]. No solo se han realizado desarrollos de prótesis y exoesqueletos de mano, sino que pueden encontrarse prótesis con control basado en electromiograma transfemorales [149] o transradiales [150]. Del mismo modo, pueden encontrarse en la literatura exoesqueletos para la rehabilitación del tobillo [151] o de tren inferior completo para conseguir un principio de deambulación en casos de lesiones muy severas que impiden andar al sujeto [152] y [153]. Estos sistemas de exoesqueleto suelen estar basados en detección de intención con señales EMG.

Finalmente, y con un funcionamiento muy similar al de las prótesis robóticas, han ido apareciendo sistemas de control de brazos robóticos utilizando señales bioeléctricas. Mediante modelados matemáticos dinámicos se permite representar las relaciones entre los movimientos musculares y su resultado en movimiento corporal mediante señales EMG de las extremidades superiores para el control de un brazo robótico [154] y [155], estos sistemas, además de para tareas de rehabilitación o manejo de instrumentación cotidiana, pueden ser utilizados en múltiples aplicaciones más complejas y específicas, entre ellas se presenta una adaptación al control de sistemas de cirugía robótica [156].

### **1.6.6 Estimulación**

Existen numerosos métodos de estimulación para un ser humano, en muchos de los casos, simplemente, basta con estimular de manera convencional cualquiera de los cinco sentidos. De esta forma, basta con generar señales visuales en una pantalla para obtener una estimulación visual o un altavoz como generador de sonidos para estimular el oído. Estas formas de estimulación se consideran estimulaciones básicas y, en la actualidad, se está trabajando para conseguir, que ante diferentes órganos con disfunciones, se pueda recuperar la recepción de estímulos vía esos sentidos. Como ejemplo de este tipo de estudios pueden encontrarse trabajos para recuperar la visión en personas con ceguera utilizando microneuroestimulación [157] o para recuperar la audición mediante implante cocleares [158]. Existen algunos sentidos en los que todavía no se ha conseguido diseñar un sistema sustitutivo total por lo que se utilizan técnicas de electroestimulación para codificar diferentes órdenes, por ejemplo el tacto [159] de manera que un usuario pueda obtener información de objetos que manipula con una prótesis. Además se está trabajando en estudiar la actividad cerebral para conocer como se comportan algunos estímulos sobre la superficie de la piel, como el frío [160]. Adicionalmente a todos estos dispositivos, la tecnología también trabaja en la adaptación de métodos adaptados convencionales a las nuevas tecnologías mejorando sus prestaciones, este es el caso del código de lectura Braille empleado por las personas invidentes [161]. Adicionalmente, para personas que han perdido un determinado sentido se puede realizar una substitución sensorial con algún

tipo de tranceptor, este es el caso de personas con ceguera para las que se han desarrollado sistemas de visión artificial que traducen información en sonido [162]. A lo largo de Tesis Doctoral se ha desarrollado un dispositivo similar que permite a una persona con cófosis o cófosis y ceguera reconocer mediante estimulación táctil un número amplio de palabras. En la literatura científica se encuentran trabajos, dónde una interfaz de estimulación táctil de vibración en la muñeca envía alarmas de un timbre y un detector de humo a un usuario, [163] o de interfaces más complejas para estimulación táctil y mejorar la calidad de vida de personas con deficiencias auditivas y visuales, [164]. En [165] se analiza la utilidad de utilizar una realimentación de estimulación táctil, frente a su ausencia o el uso de otras técnicas de realimentación, en entrenamientos rehabilitadores mediante realidad virtual. En el estudio se concluye que los usuarios presentan un mejor comportamiento frente a la lesión si se utiliza este tipo de realimentación.

Otro de los métodos de estimulación utilizados es la electroestimulación funcional (FES, del inglés, *Functional ElectroStimulation*). Como se verá más adelante la FES es una técnica utilizada para la estimulación de las fibras nerviosas que inervan los músculos. De esta forma, mediante el empleo de técnicas FES se pueden conseguir movimientos musculares y usarse en tareas de movilidad o rehabilitación. En muchos casos se utiliza la estimulación eléctrica funcional en combinación con la adquisición de señales EMG para obtener una realimentación de los esfuerzos que se están realizando y poder objetivar los procesos de rehabilitación [131] y [166]. Con esta técnica, algunos discapacitados pueden realizar ejercicios de rehabilitación utilizando máquinas convencionales de remo [167] y [168] ejercitando los miembros inferiores o con ejercicios de pedaleo [169] que usados de forma óptima, además del correspondiente entrenamiento muscular, producen mejoras en el riego sanguíneo y la respiración. En [170] se presenta una comparación de sistemas orientados a conseguir un cierre de la mano mediante electroestimulación funcional implantada que puede ayudar a personas con disfunciones en los miembros superiores a realizar actividades cotidianas con mayor normalidad. En muchos casos, estas técnicas de electroestimulación se utilizan para conseguir que un lesionado medular con paraplejia pueda levantarse facilitando las transferencias necesarias entre los diferentes elementos que debe utilizar al cabo del día [171] o para que consiga deambular por si mismo [172] y [173]. En el trabajo de esta Tesis Doctoral se ha realizado un amplio trabajo en sistemas FES, desarrollándose un sistema FES completo para bipedestación y otras tareas de rehabilitación.

### **1.6.7 Interfaces humano-máquina aferentes**

Este apartado se centrará en las diferentes interfaces humano-máquina (HMI, del inglés *Human-Machine Interface*) aferentes que se han encontrado en la literatura científica. En la actualidad, se están produciendo cambios en todas las HMI utilizadas cotidianamente [174], pero además están siendo de relevante interés las HMI adaptadas que tienen como objetivo mejorar la calidad de vida de personas con problemas de movilidad. Estas interfaces adaptadas deben cumplir una serie de requisitos básicos para tener una correcta funcionalidad y un aumento de prestaciones, [175].

El repaso tendrá especial atención sobre las interfaces adaptadas utilizadas en el control de sistemas de movilidad, generalmente sillas de ruedas, o robots no autoguiados. Estos sistemas son algunos sobre los que más se ha trabajado en la comunidad científica. De hecho se han realizado repastos bibliográficos revisando los diferentes sistemas de control existentes, la

conclusión principal de estos trabajos es que los avances deben centrarse en las interfaces de control y en las tecnologías de monitorizado en guiados automáticos, [176].

Junto con los sistemas de movilidad mencionados, una de las aplicaciones más destacadas de las HMI es el control de ordenadores de manera que mediante interfaces adaptadas se pueda tener acceso a todo el potente mundo que engloba la informática moderna. Sin embargo algunas de estas interfaces se han empleado para el control de voces protésicas después de operaciones [177], de grúas de construcción virtuales [178] o, incluso, de centrales nucleares [179]. El trabajo de esta Tesis Doctoral ha abarcado la innovación y la implementación de diversas interfaces de este tipo y de sistemas completos a ser controlados.

Como ya se ha indicado se realizará un repaso por la literatura científica con el fin de analizar las diferentes aproximaciones para el control de sistemas externos basados en HMI adaptadas.

### **1.6.7.1 Reconocimiento de voz**

Son sistemas que se basan en la interpretación de una lista predeterminada de comandos de voz que se traducen en diferentes órdenes para el sistema, [180], [181] y [182]. Normalmente, la interfaz se basa en un micrófono y un módulo de acondicionamiento de la señal de éste. El problema de estos sistemas es que presenta un retardo demasiado alto a la hora de detectar y cumplir las órdenes, [182].

Los sistemas de reconocimiento de voz presentados en [180], [181] y [182] están orientados al control de sillas de ruedas y, en todos los casos, incorporan, además, detectores de colisiones con diferentes funcionalidades. El sistema más completo se presenta en [181] ya que incluye tres modos de funcionamiento, un detector de obstáculos con funcionamiento genérico para evitar colisiones, un detector de obstáculos específico para pasar por lugares estrechos y cruzar puertas y, un último modo, de seguimiento de paredes. Adicionalmente, [182] incorpora un sistema de detección de escalones basado en un sensor infrarrojo.

### **1.6.7.2 Sistemas basados en cámaras de vídeo**

Los interfaces de reconocimiento de imágenes basados en cámaras de vídeo están centrados en la monitorización del sujeto y la traducción de los movimientos de este o de una parte de su cuerpo en comandos. Existen diferentes interfaces en función de la parte del cuerpo que se encarguen de monitorizar. De esta forma, aparecen trabajos donde se centra la monitorización en los movimientos de la cabeza [184], [185], [186], [187] y [188], gestos faciales [186], [188] y [189], movimientos de los ojos [187], [190] y [191], movimientos del cuerpo [192] o posiciones de la mano [193].

Las interfaces creadas en los trabajos encontrados en este caso tienen aplicaciones dispares, como el control de sillas de ruedas [184] y [185], el control de ordenadores [186], [191] y [192], el control de exoesqueletos [188] o para aplicaciones en telemedicina, control de realidades virtuales y videojuegos o para aprender lenguaje de signos [193].

Algunos de estos sistemas se muestran muy efectivos en la detección de los comandos del usuario, por ejemplo, la interfaz presentada en [193] tiene una efectividad muy elevada del 98,8%. Aunque, generalmente, presentan un control más ineficiente que los interfaces convencionales [186], este trabajo, que presenta un ratón virtual, exhibe una efectividad del 96% en clic si se realiza un gesto con la boca y del 68% si la acción de clic se hace guiñando los ojos.

### 1.6.7.3 Señales EMG/EOG durante el movimiento muscular voluntario

Las señales de electromiograma (EMG) o electrooculograma (EOG), generadas por contracciones musculares o movimientos voluntarios, se emplean como señales interfaz para el control de diferentes dispositivos. Ya se ha visto en subapartados de este repaso bibliográfico que las señales EMG pueden utilizarse para el control de diferentes elementos de rehabilitación y/o prótesis. En este caso, se valorará su uso como interfaz humano-máquina para el control de sistemas externos con otro tipo de propósitos. De esta forma, en función de la intensidad y duración de los movimientos o contracciones musculares se puede hacer una codificación de diferentes comandos de control.

En lo que respecta a las interfaces basadas en EOG, estas se encargan en detectar los movimientos del ojo para traducirlos en comandos para el control de ordenadores [194] o para el control de sistemas de movilidad [195] y [196]. En el trabajo [195] se muestran otras aplicaciones que puede tener la interfaz de EOG desarrollada, demostrando que la comunicación mediante el uso de ordenador es una aplicación fácilmente adaptable. El dispositivo creado en [196] detecta la dirección de la mirada para codificar las órdenes del usuario, asimismo la silla incorpora un sistema de detección de obstáculos para evitar peligros. En algunos casos, para conseguir un mayor número de comandos posibles, las señales EOG se combinan con señales EMG procedentes de otros músculos de la cara, [197].

Centrando el análisis literario en las interfaces encargadas de la detección de señales EMG, aparecen trabajos con objetivos claramente similares. Así, [198] emplea señales EMG en sentido amplio, [187], [199] y [200] presentan interfaces que detectan guiños de los ojos, [201] y [189] detectan gestos faciales (movimientos de la boca y la frente), [202] utiliza señales de las manos y del cuello y, finalmente, [203] y [204] emplean señales del antebrazo. Nuevamente, estos sistemas se utilizan como interfaz para sistemas de movilidad, sillas de ruedas o sistemas robóticos, o para el control de ordenadores personales. La interfaz presentada en [203] se encarga de la detección de la posición de la mano en función de las señales EMG de los músculos del antebrazo ubicando una matriz de electrodos. Existen trabajos que combinan la información procedente de diferentes sensores, [189] ya citado anteriormente, combina información de una cámara para detección de la posición de los ojos con señales EMG de la frente.

### 1.6.7.4 Señales de electroencefalograma o interfaces cerebro-máquina

Estas interfaces utilizan, tras un procesado y codificación, señales cerebrales para el control de dispositivos. Actualmente existen dos técnicas distintas, invasiva y no invasiva, [205]. La invasiva se encarga de recoger señales dentro del cerebro o, generalmente, en su superficie; la no invasiva recoge las señales de la actividad cerebral en la superficie del cuero cabelludo.

Entre los trabajos encontrados aplicando estas técnicas aparecen interfaces para el control de ordenadores (BCI, del inglés *Brain Computer Interface*), [206], desarrollo de sistemas para el control de sillas de ruedas [187], [207], [208] y [209], robots de vigilancia [208], [210] y [211] o sistemas actuadores para manipular objetos [200]. Algunos de estos trabajos [207] incluyen, además, el uso de señales EMG para mejorar los comandos de control.

También existen trabajos que se encargan de estudiar las señales EEG utilizando tecnologías invasivas [212] y [213]. Este último trabajo presenta una interfaz cerebro máquina

con señales de electrocorticograma de la corteza cerebral con el objetivo de adquirir la intención de movimiento de un individuo.

### **1.6.7.5 Detección de movimientos residuales sin el uso de señales bioeléctricas**

Estas interfaces se centran en monitorizar pequeños movimientos que el usuario puede realizar con facilidad a través de un sensor mecanizado y ubicado debidamente para tal fin. Se han diseñado diferentes tipos de interfaz siguiendo estas técnicas. De esta forma, se encuentran interfaces que se encargan de detectar la posición de la cabeza, dónde esta funciona como un *joystick* [214] y [215], detección de guiños [216] y [217], movimientos de la lengua [218], [219], [220] y [221], expiraciones e inspiraciones (en inglés, *sniffing*) [222] y mediante cambios en la posición corporal del usuario [223].

Con todas estas interfaces se han creado diferentes dispositivos y sistemas a controlar. De esta manera, [214], [222] y [223] presentan sistemas para el control de sillas de ruedas. En el caso particular de [223] se explica que se quería conseguir un sistema de manos libres para movilidad en personas que sufren una discapacidad motora y quieren emplear sus manos para trabajar o hacer deporte mientras se desplazan. [216] presenta un robot de vigilancia remota y la interfaz desarrollada en [218] se utiliza para el control de un ordenador como sustituto del ratón. En este dispositivo, de control mediante movimientos de la lengua, se alcanza una respuesta temporal inferior a un segundo con un 99,9% de acierto para 6 comandos.

### **1.6.7.6 Sensores inerciales**

Generalmente, las interfaces basadas en sensores inerciales detectan movimientos de cabeza del usuario. De esta forma, y tras un pequeño procesado, el sistema codifica las órdenes de manera acorde al gesto realizado. Los elementos más comunes utilizados en este tipo de interfaces son acelerómetros para detección de movimientos de cabeza [187] o cualquier parte del cuerpo [224], empleo de giróscopos para detección de giros de la cabeza [217] y [225] o el empleo de acelerómetros y giróscopos conjuntamente [226].

Al igual que en los casos anteriores, las aplicaciones de estas interfaces son dispares, sistemas de apoyo a la movilidad [187], control de ordenadores [217] y [225], sistema de escritura predictivo para el ordenador, cuyo módulo de procesado está basada en la plataforma Arduino, [224] y control de sistemas domóticos periféricos [226].

El trabajo presentado en [217] incorpora, además de la interfaz de sensor inercial, dos detectores de guiños para aumentar el número de órdenes que el sistema es capaz de generar.

### **1.6.7.7 Navegación autónoma**

La navegación autónoma permite un guiado automático hasta una localización elegida previamente. De esta forma, el usuario solo interactúa con el sistema en el momento de elegir el punto final, y es éste el que elige la mejor opción para alcanzar el punto final. Normalmente, para la orden inicial, o la de parada, de estos equipos se utiliza una de las interfaces presentadas anteriormente. Son múltiples las estrategias seguidas para estudiar el entorno de movimiento y conseguir un guiado autónomo.

Centrando la atención sobre los sistemas de guiado para sillas de ruedas, [227] presenta un sistema basado en triangulación mediante ultrasonidos y un enlace radio para conocer en todo momento la situación en el interior de una habitación. [228] y [229] presentan una silla de

ruedas con movimiento autónomo capaz de esquivar obstáculos, esta silla de ruedas puede ser comandada con una pantalla táctil, por comandos de voz o mediante pulsadores colocados estratégicamente. Una vez conocido el destino final, el sistema realiza una planificación del movimiento a partir de un modelado del entorno. Los resultados mostrados en [229] son satisfactorios en pruebas realizadas con niños con problemas cognitivos. El sistema presentado en [209] se comanda utilizando señales de electromiograma detectando guiños y traza el camino en base a unas celdas predefinidas y evitando obstáculos. También por control de voz se comanda el sistema presentado en [230] pero en este caso el sistema de navegación autónoma incorpora un algoritmo basado en histograma con aprendizaje de obstáculos en función de las probabilidades de que éste exista. En [231] se presenta un sistema de control de un robot que hace un reconocimiento previo del entorno y la interfaz utilizada se basa en electroencefalograma.

Un método habitual de autoguiado para sillas de ruedas es la combinación de odometría con un sistema de etiquetas fijo con el objetivo de corregir la posición cuando se acumula el error propio de los sistemas odométricos. De este modo, [232] y [233] presentan etiquetas visuales en forma de códigos de barra y [187] etiquetas de identificación por radiofrecuencia (RFID, del inglés *Radio Frequency IDentification*). En el caso de [187] el sistema no funciona exactamente con odometría sino que es necesario instalas unas bandas metálicas que se siguen gracias a unos sensores magnéticos.

Existen también sistemas guiados que en algunos casos realizan tareas autónomas para evitar colisiones o caídas por escaleras [234] o que, únicamente, permiten un guiado por parte del usuario en ausencia de obstáculos [235].

La navegación autónoma utilizando tecnologías láser [210] o cámaras [236], combinadas con otras tecnologías, hace que los sistemas tengan información instantánea del entorno en el que se mueve y pueda anticiparse ante obstáculos o personas. La silla de ruedas presentada en [237] posibilita la navegación en interiores y, además, representa uno de los sistemas más completos ya que incorpora una cámara para percibir elementos del entorno, un láser radial de 180° visión frontal del entorno, 13 sensores infrarrojos para detectar elementos cercanos cuando la silla maniobra, dos sensores de ultrasonidos rotatorios en los flancos para detectar obstáculos próximos en maniobras (a distinta altura que el láser y los infrarrojos y, además, da información adicional de elementos transparentes). Toda esta red de sensores se combina con un hardware de trazado de caminos que consiguen que la silla pueda tener funcionalidades de navegación autónoma.

Finalmente, cabe destacar algunos sistemas que se han creado para conseguir que personas hemipléjicas con un lado paralizado pueda manejar sillas de ruedas convencionalmente, utilizando el control de una rueda manualmente y la dirección con el pie [238]. En [239] se presenta un trabajo similar pero en este caso el sistema de guiado se encarga de seguir a un cuidador del usuario de la silla de ruedas, normalmente en paralelo a él, detectando posibles obstáculos y esquivándolos cambiando momentáneamente su trayectoria.

## 1.7 Sumario

En este capítulo de introducción se ha presentado ampliamente la motivación y el ámbito de trabajo de la Tesis Doctoral, así como los objetivos y las fases y métodos. Concretamente el apartado de fases y métodos ha sido ampliado en el *Apéndice I: Medios disponibles* con todos

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

los medios disponibles utilizados durante el desarrollo del trabajo. Adicionalmente, se ha presentado la organización que seguirá la memoria de la Tesis Doctoral.

Para finalizar el capítulo de introducción se ha realizado un amplio repaso bibliográfico de la literatura científica relacionada con los trabajos de investigación. En el repaso se han incluido todo tipo de publicaciones científicas incluyendo: libros, capítulos de libro, publicaciones en revista tanto internacionales como nacionales y comunicaciones en congreso.

De esta manera, se han sentado las bases, incluyendo el conocimiento y la experiencia de la comunidad científica en TR, para el desarrollo de esta Tesis Doctoral.





## **Capítulo 2: Aspectos fisiológicos de interés**

Este capítulo pretende otorgar al lector unos conocimientos básicos en neurofisiología con el fin de entender de forma sencilla la fisiología del sistema nervioso y como se producen algunos de los artefactos bioeléctricos presentes en el organismo. De este modo, se realizará una exposición teórica de los diferentes tipos de células y tejidos de interés para esta Tesis. Se han utilizado [240] y [241] como guías para realizar esta exposición. En el primero de estos libros se realiza una completa exposición de todos los mecanismos relacionados con la neurofisiología mientras que el segundo está más orientado a la realización de diferentes medidas en el organismo así como de los fundamentos que producen las señales medidas y la forma de obtenerlas.

Así pues, se realiza una breve exposición de las divisiones que componen el sistema nervioso y los diferentes tipos de células nerviosas existentes, se explica de forma sencilla como se generan, se forman y se transmiten los impulsos eléctricos a lo largo de todo el sistema nervioso y que potenciales bioeléctricos son interesantes. Seguidamente, se ven fundamentos de la fisiología muscular así como de su sistema de obtención de energía. A continuación, se realiza una breve exposición acerca de la unión neuromuscular y como se transmiten los impulsos eléctricos de unas células a otras. Para entender algunos de los procesos de estimulación del organismo, se expondrán diferentes receptores asociados con la sensibilidad y la recepción de estímulos. Para finalizar, se detallan los diferentes tipos de electrodos que pueden utilizarse así como el funcionamiento de estos dispositivos.

### **2.1 Sistema nervioso**

El sistema nervioso es el más complejo, completo y desconocido de todos los que conforman el cuerpo humano. Este sistema es el encargado de controlar todas las funciones del cuerpo y coordinarlas y, además, es capaz de recibir e integrar innumerables datos tanto del exterior como del interior, para lograr una determinada y específica respuesta del cuerpo. Adicionalmente, el sistema nervioso es el responsable de las funciones intelectivas, como la conducta, la memoria, o las emociones. Por medio de este sistema un individuo logra adquirir autonomía y diferentes rasgos que lo caracterizan.

Su constitución anatómica es muy compleja, y las células que lo componen, que se explicarán en el siguiente apartado, a diferencia de las del resto del organismo, carecen de capacidad regenerativa. La organización estructural del sistema nervioso permite dividirlo en dos grandes partes: sistema nervioso central y sistema nervioso periférico.

### **2.1.1 Sistema nervioso central**

El sistema nervioso central (SNC) está compuesto, principalmente, por el cerebro y la médula espinal, aunque en sentido amplio habría que incluir el encéfalo, que engloba el cerebro, el cerebelo y el bulbo raquídeo.

Los cuerpos celulares y las pequeñas fibras del cerebro son de color gris y se denominan, generalmente, sustancia gris. Por otro lado, la mielina que cubre las fibras grandes tiene aspecto blanco y la reunión de estas fibras se llama, comúnmente, sustancia blanca.

El sistema nervioso central está considerado, en general, como un sistema con simetría bilateral, es decir, que la mayoría de las estructuras están duplicadas anatómicamente, sin embargo, funcionalmente presenta una estructura asimétrica. Adicionalmente, algunas de las funciones del sistema nervioso central están cruzadas, de esta manera, las estructuras nerviosas del lado izquierdo cerebral se relacionan con el lado derecho del cuerpo y viceversa.

El cerebro es una extensa agrupación de cuerpos celulares y fibras situada dentro del cráneo, dónde se encuentra protegido de la luz y de impactos físicos, químicos o térmicos. Es en su extremo inferior donde el cerebro se une con la médula espinal que consta, asimismo, de muchos cuerpos celulares y haces de fibras. La parte del cerebro que conecta con la médula espinal y se extiende hacia el centro del cerebro se denomina bulbo. El bulbo se divide a su vez en la médula, parte inferior, el puente y mesencéfalo que es la parte superior. Sobre el mesencéfalo, y desplazados ligeramente hacia delante, están el tálamo y el hipotálamo y en la parte trasera del bulbo está el cerebelo. La superficie exterior del cerebro se denomina corteza cerebral y la interconexión entre los hemisferios izquierdo y derecho es el cuerpo calloso.

### **2.1.2 Sistema nervioso periférico**

La división del sistema nervioso denominada periférica esta conformada por los nervios craneales, los nervios espinales, los ganglios y los receptores sensoriales. Este subsistema a su vez se divide en sistema nervioso somático y sistema nervioso autónomo.

#### **2.1.2.1 Sistema nervioso somático**

Está compuesto por el sistema de nervios aferentes encargado de transportar la información sensorial desde los sensores de la piel hasta el cerebro. Además, está compuesto por las neuronas motoras que conducen los impulsos eléctricos a los músculos esqueléticos de control voluntario.

#### **2.1.2.2 Sistema nervioso autónomo**

Este sistema está relacionado con las respuestas emocionales y compuesto por las neuronas sensoriales autónomas y por las neuronas motoras que conducen impulsos eléctricos a los músculos de fibra lisa, al miocardio, a las glándulas y al tejido adiposo. Se compone de dos nuevos subsistemas el sistema nervioso simpático y el parasimpático. La rama simpática es la implicada en las actividades de movilización del organismo que requieren un gasto de energía, mientras que la rama parasimpática se encarga de almacenar y conservar los recursos corporales.

## 2.2 Células nerviosas

La tarea de controlar las distintas funciones del cuerpo y coordinarlas en un organismo integrado vivo, no es simple. Esta es la tarea que se encarga de realizar el sistema nervioso, que es el más complejo de todos los sistemas del organismo y, además, uno de los más interesantes. El sistema nervioso se compone, como se ha indicado de diferentes partes, entre ellas: del cerebro, numerosos dispositivos sensores y una red de comunicación de alta velocidad que se encarga de unir todo el organismo.

En este apartado se describirán, de forma breve y sencilla, las diferentes células que forman parte del sistema nervioso: neuronas y células de la glía.

### 2.2.1 Neuronas

La unidad básica del sistema nervioso es la neurona cuya función principal es la generación de señales eléctricas. Una neurona es una única célula con un cuerpo celular, denominado soma, una o más fibras de recepción, llamadas dendritas, una larga fibra de transmisión, denominada axón, y los terminales axónicos o sinápticos que constituyen los elementos de transmisión de la neurona. La figura 2-1 muestra un dibujo de una neurona, donde se han rotulado las partes más importantes de su estructura.

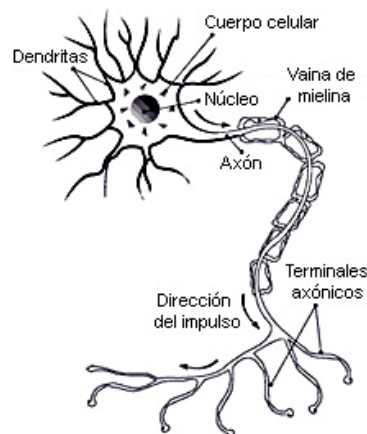


Figura 2-1: Dibujo de una neurona típica con rótulos de las diferentes partes.

Cada una de las partes que se han expuesto tiene un papel específico en la función de generar señales eléctricas mencionadas. El cuerpo celular constituye el centro metabólico de la neurona y contiene tres organelas fundamentales: el núcleo celular, el retículo endoplasmático, donde se sintetizan las proteínas de membrana y secretorias, y el aparato de Golgi, donde se procesan los componentes de membrana y secretorios. Las dendritas, responsables de la recepción, son arborizaciones del cuerpo celular. El axón es un proceso tubular que puede alcanzar distancias considerables y actúa como unidad conductiva de la neurona. Cuando el axón de la neurona es grueso se encuentra rodeado de una vaina aislante denominada mielina, figura 2-1, provista por las células de Schwann en la periferia y por la oligodendroglia en el SNC. La vaina de mielina resulta esencial para la conducción de alta velocidad y, se halla interrumpida a intervalos regulares por los nodos de Ranvier, que también ayudan a la transmisión rápida de información a lo largo de los nervios. Los terminales axónicos o sinápticos constituyen los elementos finales de transmisión de la neurona. A través de ellos, una

neurona contacta y transmite información a la zona receptiva de otra neurona o célula efectora. La zona de contacto entre dos neuronas se denomina sinapsis.

Los axones y dendritas se denominan fibras nerviosas y un haz de fibras nerviosas individuales se conoce como nervio. Los nervios que llevan información sensorial de las distintas partes del organismo al cerebro se denominan nervios aferentes, mientras que aquellos que llevan señales del cerebro para activar los distintos músculos se denominan nervios eferentes.

Según el número de procesos originados en el cuerpo neuronal, las neuronas se clasifican en tres grupos: unipolares, bipolares y multipolares. Las unipolares presentan un único proceso primario que da origen a varias ramas que desempeñan las funciones de axones o dendritas. Las bipolares tienen un soma ovoide que da origen a dos procesos, uno periférico o dendrítico y otro central o axonal. Finalmente, las neuronas multipolares, presentan arborizaciones dendríticas, que pueden emerger en todas las direcciones, y, generalmente, un solo axón.

La figura 2-2 muestra diferentes tipos de neuronas, algunas se han explicado anteriormente y, otras se corresponden con ejemplos concretos de algún tipo. La neurona pseudounipolar es una variante de la neurona unipolar, mientras que las neuronas piramidales y de Purkinje constituyen ejemplos de neuronas multipolares.

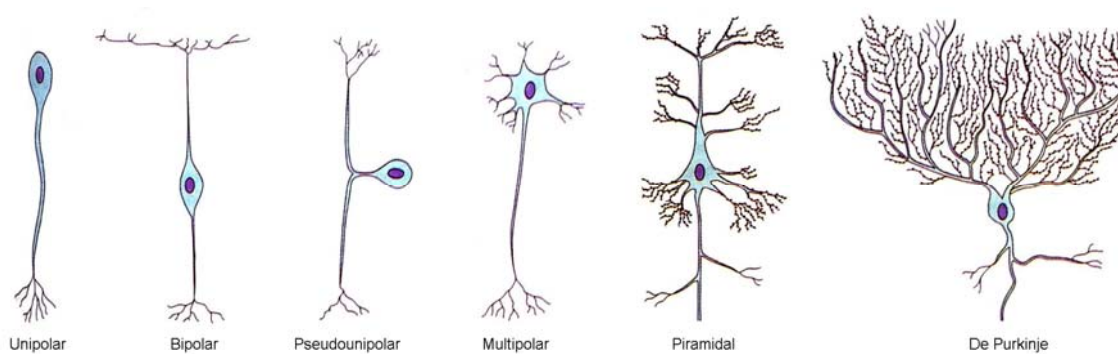


Figura 2-2: Tipos de neuronas

Según la longitud del axón se distinguen dos tipos de neuronas: de axón largo o de axón corto. Las neuronas de axón largo median la información entre regiones cerebrales o proveen un tono basal de excitación a amplias áreas cerebrales. Las neuronas de axón corto cumplen la función de interneuronas en circuitos locales. Además, existen clasificaciones atendiendo a la función que realizan, clasificándose en: sensitivas, motoras y de asociación. Las neuronas sensitivas reciben información de los receptores y las transmiten hacia el SNC, de esta manera, existen neuronas sensitivas en todos los órganos, músculos y articulaciones. Las neuronas motoras o motoneuronas se encargan de conducir las señales desde el SNC hasta los órganos efectora. Finalmente, las neuronas de asociación o interneuronas, como ya se ha comentado, interconectan unas neuronas con otras.

### 2.2.2 Células de la glía

Las células de la glía son las células más abundantes en el sistema nervioso central, de hecho su número excede entre 10 y 50 veces al de las neuronas. Estas células carecen de la propiedad de generar activamente señales eléctricas y se encargan de realizar las funciones de soporte, remoción, tanto de productos de desecho como de restos celulares muertos, provisión de la vaina miélica, actúan de buffer espacial de  $K^+$  y de captación de neurotransmisores, función de guía para la migración neuronal durante el desarrollo y de nutrición neuronal.

Estas células se dividen en dos grupos. Por un lado, las macroglías: astrocitos, oligodendrocitos, células de Schwann y endoteliales. Los astrocitos se encargan de las funciones expuestas, mientras que la función de proveer la vaina de mielina, como ya se indicó, es específica de las oligodendroglías y las células de Schwann que son de este tipo. Por otro lado, las microglías que comprenden los fagocitos que forman parte del sistema inmune.

La función de buffer espacial de  $K^+$  evita una acumulación de este ión que resultaría peligrosa para la función neuronal. Esto se consigue debido a que la membrana celular de la célula glial es permeable, exclusivamente, al  $K^+$  y, los excesos del ión acumulados en el espacio extracelular producen su despolarización y, en consecuencia, el catión es captado con facilidad por los astrocitos.

## 2.3 Fuentes de potenciales bioeléctricos

Algunos de los sistemas del organismo, llevando a cabo sus funciones, generan sus propias señales de monitorización con información útil sobre las funciones que representan. Estas señales asociadas, generalmente, a la conducción en los nervios y la actividad muscular, se denominan potenciales bioeléctricos. Los potenciales bioeléctricos son, realmente, potenciales iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células.

### 2.3.1 Potenciales de reposo y de acción

Ciertos tipos de células del organismo, como las células musculares y nerviosas, se encuentran encerradas en una membrana semipermeable que permite el paso de algunas sustancias a través de ella mientras que otras se quedan fuera.

Los líquidos orgánicos que se encuentran rodeando las células son soluciones conductoras con iones. Los iones principales que se encuentran son sodio,  $Na^+$ , potasio,  $K^+$ , y cloruro,  $Cl^-$ . La membrana de las células excitables permite, fácilmente, la entrada de iones potasio y cloruro pero bloquea, de forma eficaz, la entrada de iones sodio. Debido a que los diferentes iones intentan conseguir un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, tanto en cuanto a la concentración como a la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana acarrea dos consecuencias. En primer lugar, la concentración de iones sodio en el interior de las células se hace mucho menor que en el líquido intercelular externo, como los iones sodio tienen carga positiva, esto se traducirá en un exterior celular más positivo que el interior. En segunda instancia, se puede intentar realizar un equilibrado de carga eléctrica con la entrada de iones potasio, también positivos, adicionales. Sin embargo el equilibrio total de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio que se produciría en la concentración de iones potasio. De este modo, el equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior.

El potencial de membrana explicado que aparece en la situación de equilibrio se denomina potencial de reposo de la célula y se mantiene hasta que aparece una perturbación que altera el equilibrio. Dado que la medida del potencial de membrana se hace, generalmente, en el interior de la célula y se toman como referencia los líquidos orgánicos, el potencial de una célula viene expresado como un valor negativo. En las neuronas, este potencial de reposo, es de, aproximadamente,  $-60$  mV a  $-70$  mV, siendo, como ya se ha indicado, el interior neuronal negativo. Los potenciales de reposo en distintas células del organismo varían entre  $-40$  y  $-75$

mV, con excepción del músculo esquelético, donde se alcanzan los -90 mV. Se dice, debido a este potencial, que una célula en reposo está polarizada. Cuando el potencial de reposo de la membrana se hace más negativo que en reposo, es decir, cuando aumenta, se habla de hiperpolarización. Por el contrario, una reducción en el potencial de membrana se denomina despolarización. La hiperpolarización hace a la neurona menos excitable, mientras que la despolarización la transforma en más excitable.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y permite la entrada de algunos iones sodio,  $\text{Na}^+$ . Este movimiento de iones constituye un flujo de corriente que reduce más la barrera de la membrana a los iones sodio. El resultado neto es un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan, literalmente, al interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio, que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo, intentan salir pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio. Como resultado de ello, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio,  $\text{K}^+$ .

Este potencial se conoce como potencial de acción y es, aproximadamente, 20 mV positivo. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada; el proceso de cambio desde el estado de reposo hasta el potencial de acción se denomina despolarización.

Una vez que ha cesado la avalancha de iones  $\text{Na}^+$  a través de la membrana celular, desaparecen las corriente iónicas que reducían la barrera a los iones  $\text{Na}^+$  y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nuevo el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo, si el único efecto fuera éste, tardaría mucho tiempo en crearse de nuevo un potencial de reposo. Esto se soluciona, mediante un proceso activo, denominado bomba de sodio, los iones  $\text{Na}^+$  son transportados rápidamente al exterior de la célula y, esta queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo. Este proceso se denomina repolarización. La velocidad de bombeo del sodio al exterior de la célula es directamente proporcional a la concentración de sodio en la misma y el funcionamiento de esta bomba está vinculado con la entrada de potasio en la célula.

La figura 2-3 presenta la forma de onda típica para la señal del potencial de acción. En la gráfica se observa como la señal produce una despolarización inicial y una repolarización posterior. La escala de tiempos es variable según el tipo de célula; en las células nerviosas y musculares, la repolarización se produce después de la despolarización de forma tan rápida que el potencial de acción aparece como un impulso de una duración total de un milisegundo. En otros casos, por ejemplo en el músculo cardiaco, la repolarización se produce más lentamente prolongándose el potencial de acción entre 150 y 300 ms.

Independientemente del método por el que se excita una célula o de la intensidad del estímulo, para una célula dada, el potencial de acción es siempre el mismo. Esto se conoce como ley de todo o nada. La altura neta del potencial de acción se define como la diferencia entre el potencial de la membrana despolarizada en el pico del potencial de acción y el potencial de reposo.

Tras la generación de un potencial de acción hay un breve periodo de tiempo durante el que la célula no responde a ningún estímulo nuevo. Este periodo, denominado periodo refractario absoluto, dura alrededor de un milisegundo en las células nerviosas. A continuación del periodo refractario absoluto, aparece un periodo refractario relativo, durante el que se puede

producir otro potencial de acción, pero hace falta un estímulo mucho mayor. En las células nerviosas este periodo dura varios milisegundos. Estos periodos refractarios son el resultado de potenciales posteriores que siguen al potencial de acción.

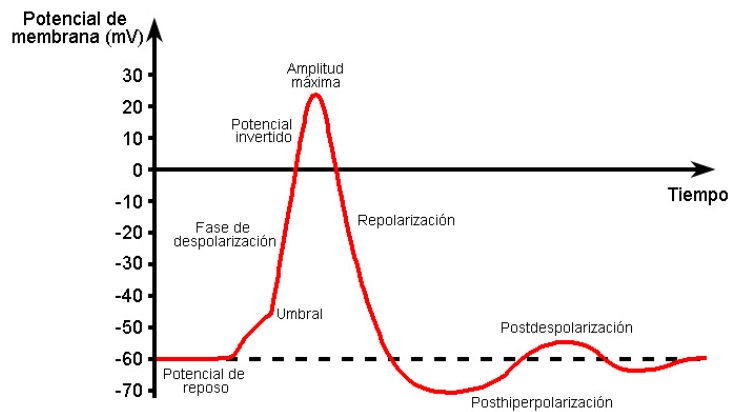


Figura 2-3: Forma de onda del potencial de acción. El eje horizontal de tiempos varía su escala según el tipo de célula.

## 2.3.2 Propagación

Cuando se excita una célula y ésta genera un potencial de acción empiezan a fluir corrientes iónicas. Este proceso puede excitar, a su vez, células vecinas o áreas adyacentes de la misma célula. En el caso de una célula nerviosa con una fibra larga, el potencial de acción se genera en un segmento muy pequeño de la longitud de la fibra pero se propaga en ambas direcciones a partir del punto de excitación original. Las células nerviosas se excitan solo cerca de su terminal de entrada y al viajar el potencial de acción a lo largo de la fibra, no puede re-excitar la parte inmediatamente anterior debido al periodo refractario que sigue al potencial de acción.

La velocidad con que se mueve un potencial de acción a lo largo de la fibra o se propaga de una célula a otra se denomina velocidad de propagación. En las fibras nerviosas la velocidad de propagación se denomina también ritmo de conducción del nervio o velocidad de conducción. Esta velocidad varía ampliamente dependiendo del tipo y diámetro de la fibra nerviosa. El margen de velocidad usual en nervios va de 20 a 140 metros por segundo. La propagación por el músculo cardiaco es más lenta, con un ritmo de 0,2 a 0,4 metros por segundo. Las fibras de retardo especiales entre las aurículas y los ventrículos del corazón hacen que los potenciales se propaguen a un ritmo más lento, 0,03 a 0,05 metros por segundo.

### 2.3.2.1 Señales neurales

Las señales neurales dependen de las propiedades eléctricas de la membrana celular. En forma general, y dependiendo de la región neuronal examinada, las neuronas presentan un potencial de reposo, explicado anteriormente, y cuatro tipos de señales eléctricas: señal de entrada, señal de integración, señal de conducción y señal de salida o de secreción.

La señal de entrada comprende dos variantes, según se trate de la superficie receptora de las neuronas sensoriales o de la superficie dendrítica o somática de las neuronas centrales. En los receptores sensoriales, el cambio de potencial es denominado potencial receptor o generador; en dendritas o soma neuronal, se le llama potencial sináptico. Ambos potenciales son de naturaleza local, graduados y de propagación pasiva o electrotónica; disminuyen

progresivamente en intensidad y no se detectan más allá de 1 o 2 milímetros del sitio de origen. Su amplitud oscila entre 0,1 y 5 milivoltios, excepto en casos particulares.

Los potenciales receptores o generadores se detectan en los receptores sensoriales y son, en sus distintas variantes, una representación analógica del estímulo. Pueden ser hiperpolarizantes, es decir, inhibitorios o despolarizantes, o lo que es lo mismo, excitatorios.

Los potenciales sinápticos son el medio mediante el cual una neurona puede modificar el potencial de membrana de las células con las que está conectada. Para ello, la neurona presináptica libera un transmisor químico o, con mucha menor frecuencia, la transmisión se realiza por un mecanismo eléctrico. En la transmisión química, el neurotransmisor interactúa con receptores ubicados en la superficie de la membrana postsináptica dando lugar a la generación del potencial sináptico, que puede ser de tipo inhibitorio, potencial inhibitorio postsináptico (PIPS), o excitatorio, potencial excitatorio postsináptico (PEPS). La duración de los potenciales sinápticos es variada, oscilando entre milisegundos y minutos.

La señal de integración se observa en la “zona gatillo” de la membrana neuronal, donde los distintos potenciales locales, propagados electrónicamente, se suman dando origen al potencial de acción. En general la “zona gatillo” se ubica en el cono axonal, que esta caracterizado por tener una elevada concentración de canales  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$  dependientes del voltaje, por lo que es la porción de menor umbral de toda la membrana celular. Si la suma espacial y temporal de los potenciales sinápticos alcanza el umbral, se genera un potencial de acción; de allí que se denomine señal integrativa a la señal producida.

La señal de conducción es el potencial de acción. Al contrario que los potenciales sináptico o receptor que se propagan de forma pasiva y disminuyen su amplitud con la distancia, el potencial de acción se propaga activamente a lo largo del axón, no disminuye su intensidad con la distancia, es de naturaleza todo o nada y es semejante en todas las neuronas.

La señal de salida se observa en los terminales sinápticos del axón, donde la despolarización produce la liberación de neurotransmisor (sinapsis de tipo químico) o perturba el potencial de reposo de la neurona postsináptica (sinapsis de tipo eléctrico).

### **2.3.2.2 Transmisión sináptica**

Tal y como se ha indicado en el apartado anterior, pueden encontrarse diferentes mecanismos para la transmisión de la información neural: sinapsis química, sinapsis eléctrica y sinapsis mixta.

La sinapsis química transmite el mensaje mediante la liberación exocitótica, desde la presinapsis, de una sustancia contenida en las vesículas sinápticas, denominada neurotransmisor, su difusión a través de la brecha o hendidura sináptica que separa las membranas presináptica y postsináptica y, finalmente, el efecto del neurotransmisor a nivel de receptores específicos en la postsinapsis.

La hendidura sináptica puede ser de unos 200 angstroms, sinapsis dirigidas, o más amplia, sinapsis no dirigida. En la sinapsis química el mensaje sináptico es unidireccional e implica un retardo debido, mayoritariamente, a la liberación del neurotransmisor y, en menor medida, por el pasaje del transmisor a través de la brecha sináptica. El retardo total es de, aproximadamente, 0,5 milisegundos.

En la sinapsis eléctrica no existe diferenciación clara entre estructuras con vesículas sinápticas (presinapsis) y sin ellas (postsinapsis). La hendidura sináptica es muy estrecha y hay oposición de membranas con vías de alta conductancia, lo que permite la despolarización o



hiperpolarización de una de las neuronas provoque la inmediata despolarización o hiperpolarización de la otra.

La sinapsis eléctrica no tiene retardo sináptico y es bidireccional, aunque la bidireccionalidad está limitada por la diferencia relativa en resistencia de ambas membranas ya que la transmisión, generalmente, tiene un sentido preferencial. Las sinapsis eléctricas son menos frecuentes, aunque se encuentran diseminadas por todo el sistema nervioso central, en cambio, las sinapsis químicas son la forma más común de comunicación neuronal.

En algunas regiones como el hipocampo o cerebelo, o entre axones contiguos en un nervio periférico, pueden tener lugar fenómenos eléctricos pasivos (transmisión efáptica), por lo que la actividad de una neurona influye sobre las que se encuentran en sus cercanías. La transmisión efáptica es un fenómeno análogo al de la sinapsis eléctrica, aunque no implica estructura sináptica definida.

Se denominan sinapsis mixtas a ciertas sinapsis en las que se encuentran, en el sector presináptico, zonas de vesículas, propias de la sinapsis química, contiguas a zonas de oposición de membranas, propias de las sinapsis eléctricas.

En la figura 2-4 se muestran los diferentes tipos de sinapsis que se han explicado y el sentido de propagación. Por un lado, aparecen los diferentes tipos de sinapsis químicas, de un solo sentido, ya que existen diferentes familias de neurotransmisores y cada una de ellas se diferencia, entre otras cosas, por los tipos de vesículas sinápticas que utilizan. De este modo, existen vesículas claras esféricas, claras aplanadas, pequeñas de centro denso y grandes de centro denso. Por otro lado, aparecen la sinapsis eléctrica y la sinapsis mixta que pueden propagar estímulos en ambos sentidos. En la figura 2-4 puede verse, como ya se ha explicado, que en este tipo de sinapsis las membranas están en oposición y, además, la célula posee vesículas sinápticas.

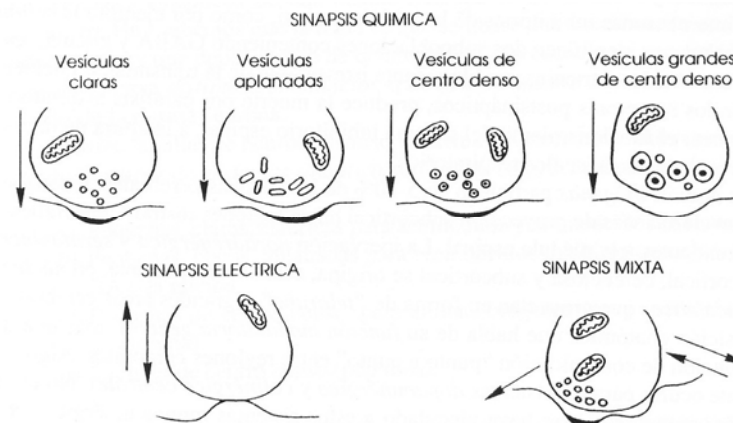


Figura 2-4: Tipos de sinapsis en el sistema nervioso central. Extraído de [240].

### 2.3.3 Potenciales bioeléctricos

Para medir potenciales bioeléctricos hace falta un transductor capaz de convertir potenciales y corrientes iónicas en potenciales y corrientes eléctricas. Un transductor de este tipo consta de dos electrodos, que miden la diferencia del potencial iónico entre sus puntos de aplicación respectivos. Aunque en algunos tipos de células se pueden hacer medidas de potenciales de acción individuales, dichas medidas son difíciles ya que exigen una colocación precisa de un electrodo dentro de una célula. La forma más común de medida de biopotenciales es el efecto combinado de una gran cantidad de potenciales de acción tal como aparecen en la

superficie del cuerpo, o en uno o más electrodos insertados en un músculo, nervio o zona cerebral.

### 2.3.3.1 El electrocardiograma

Los biopotenciales generados por los músculos del corazón producen el electrocardiograma, abreviado ECG. Para comprender el origen del ECG es necesario conocer la anatomía cardíaca. El corazón se encuentra dividido en cuatro cámaras, las dos superiores o aurículas están sincronizadas para actuar juntas, las dos inferiores o ventrículos, de forma análoga, actúan conjuntamente. La aurícula derecha recibe la sangre de las venas del cuerpo que se bombea hacia el ventrículo derecho que, a su vez, la bombea a los pulmones para su oxigenación. La sangre enriquecida con oxígeno pasa a la aurícula izquierda que la bombea al ventrículo izquierdo y éste la bombea a las arterias para que circule por todo el cuerpo. Dado que los ventrículos se encargan del bombeo de la sangre a los vasos, los músculos ventriculares son mucho mayores y más importantes que los de las aurículas. Para que el sistema cardiovascular funcione adecuadamente, todas las cámaras del corazón deben funcionar con una interrelación temporal exacta.

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha en un punto denominado marcapasos o nódulo sinoauricular. El marcapasos es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular, aunque controlado por inervación. Para iniciar el latido cardíaco, el potencial de acción generado por el marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos. La onda termina en un punto cerca del centro del corazón que se denomina nódulo auriculoventricular. En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como línea de retardo para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los ventrículos. Una vez que la excitación eléctrica ha atravesado la línea de retardo, se inician potenciales de acción en la musculatura de los ventrículos. Sin embargo, el frente de onda no sigue a lo largo de la superficie, sino perpendicular a ella y se mueve desde el interior hacia el exterior de la pared ventricular, terminando en la punta o ápice del corazón. La onda de despolarización va seguida de una onda de repolarización de unos 0,2 a 0,4 segundos. Esta repolarización no se inicia partiendo de células musculares vecinas, sino que se produce al volver cada célula a su potencial de acción de forma independiente.

La figura 2-5 muestra un ECG típico tal como aparece cuando se registra en la superficie corporal. A cada una de las características sobresalientes del registro ECG se le ha dado una designación alfabética. Estas características pueden identificarse con los hechos relacionados con la propagación del potencial de acción. Para facilitar el análisis, el segmento horizontal de esta forma de onda que precede a la onda P se designa como línea de base o isopotencial. La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular. El complejo QRS es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La onda T es la onda de repolarización ventricular, mientras que la onda U, si aparece, se cree que es el resultado de potenciales posteriores en los músculos ventriculares. El intervalo P-Q representa el tiempo que se retrasa la onda de excitación en las fibras cerca del nódulo auriculoventricular.

La amplitud, forma y polaridad de cada una de esas características explicadas varía con la situación de los electrodos de medida respecto al corazón en la superficie corporal del sujeto.

Los cardiólogos normalmente basan sus diagnósticos en lecturas realizadas a partir de varias disposiciones de electrodos.

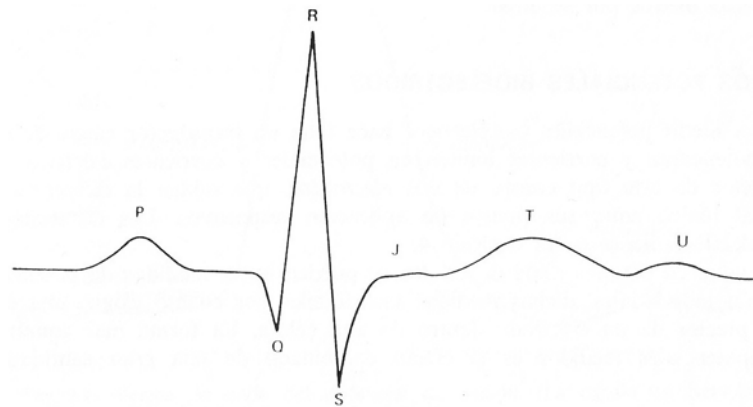


Figura 2-5: Forma de onda del electrocardiograma. Extraído de [240].

### 2.3.3.2 El electroencefalograma

La representación registrada de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se denomina electroencefalograma, EEG. El EEG tiene una forma muy compleja y las formas de onda varían mucho con la situación de los electrodos de medida sobre la superficie del cuero cabelludo.

Los potenciales EEG, medidos en la superficie del cuero cabelludo, representan en realidad el efecto combinado de los potenciales neuronales de una región muy amplia de la corteza y de distintos puntos interiores. No obstante hay ciertas formas de onda del EEG características que se pueden relacionar con ataques epilépticos o con el sueño. Una persona despierta, atenta, presenta por lo general un EEG de alta frecuencia y asíncrono. Mientras que un sujeto soñoliento con los ojos cerrados produce a menudo una gran cantidad de actividad rítmica en el margen de 8 a 13 hercios. Cuando la persona empieza a quedar dormida, decrece tanto la amplitud como la frecuencia de la forma de onda y, en el sueño ligero emerge una forma de onda de gran amplitud y baja frecuencia. El sueño más profundo produce, generalmente, ondas todavía más lentas y de mayor amplitud. Sin embargo, en algunas ocasiones una persona incluso estando profundamente dormida, presenta espontáneamente una forma de EEG de alta frecuencia y asíncrona durante un rato y luego vuelve a la forma de sueño de baja frecuencia. El periodo EEG de alta frecuencia que se produce durante el sueño se denomina sueño paradójico, debido a que el EEG se parece más al de una persona despierta y atenta que dormida. Otro nombre con el que se conoce es movimiento ocular rápido (REM, del inglés *Rapid Eye Movements*) debido a que asociado con el EEG de alta frecuencia hay una gran cantidad de movimiento rápido de los ojos por debajo de los párpados cerrados. Este fenómeno se asocia a menudo con los sueños.

Se ha mostrado mediante experimentos que la frecuencia del EEG parece estar afectada por la actividad mental de una persona. Se han dado, de forma arbitraria, designaciones con letras griegas a los distintos márgenes de frecuencias del EEG debido a que la frecuencia parece ser la característica más importante de este tipo de señales. Se clasifican las bandas o ritmos de la siguiente forma: por debajo de 3,5 hercios, delta, entre 3,5 y 8 hercios, theta, entre 8 a 13 hercios, alfa y por encima de 13 hercios, beta. Algunas partes de estos márgenes han recibido designaciones especiales así como ciertas sub-bandas. La mayoría de las personas en estado de

relajación y con los ojos cerrados presentan formas de onda en el margen alfa. Tan pronto como la persona comienza a pensar o se pone alerta desaparece el ritmo alfa y aparece una forma de onda asincrónica, generalmente en el margen beta.

Como ya se ha indicado, el contenido de frecuencias de la señal EEG es de gran importancia. Además, son de gran interés las relaciones de fase entre señales EEG similares de diferentes puntos del cerebro. Otro tipo de medida EEG es la respuesta evocada. Se trata de una medida de la alteración de la señal EEG producida mediante un estímulo externo fácilmente repetible.

### **2.3.3.3 El electromiograma**

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen el electromiograma o EMG. Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Dado que la mayoría de las medidas EMG se proponen obtener, más bien, una indicación de la cantidad de actividad de un músculo determinado, o un grupo de músculos, que de una fibra muscular individual, la señal es, generalmente, una suma de los potenciales de acción individuales de las fibras que constituyen el músculo o músculos donde se mide. Igual que en el EEG, los electrodos de EMG recogen potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. Esto significa que los potenciales de músculos grandes cercanos pueden interferir con los intentos de medir el EMG de músculos pequeños, aún cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños. Cuando este hecho representa un problema, resulta inevitable el uso de electrodos de aguja insertados en el interior del músculo.

El potencial de acción de un músculo o fibra nerviosa determinada tiene una magnitud fija, independiente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. Así, en un músculo, la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción, sino que incrementa el ritmo con que se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado. La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinado, a veces se suman y a veces se cancelan. De este modo, la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de los electrodos.

Bajo ciertas condiciones de contracción isométrica, la integral tensión-tiempo de la señal EMG tiene una relación lineal con la tensión isométrica voluntaria en un músculo. Hay también formas EMG características asociadas con condiciones especiales como la fatiga o el temblor.

### **2.3.3.4 Otros potenciales bioeléctricos**

Además de los tres potenciales bioeléctricos más significativos ya expuestos, se pueden obtener del organismo otras señales eléctricas, aunque la mayor parte de ellas son variaciones especiales del EEG, EMG o trenes de disparo nervioso.

El electrorretinograma, ERG, es un registro de los complejos potenciales bioeléctricos obtenidos en la retina del ojo. Generalmente se corresponde con la respuesta a un estímulo visual. El electrooculograma, EOG, es una medida de las variaciones del potencial córnea-retina en función de la posición y movimiento del ojo. Para finalizar, el electrogastrograma o EGG son

las señales electromiográficas asociadas con los movimientos peristálticos del tracto gastrointestinal.

### 2.3.3.5 Espectro de frecuencias de las señales bioeléctricas

La figura 2-6 muestra los márgenes de frecuencia en los que se sitúan las señales bioeléctricas y los biopotenciales más comunes. Asimismo, se muestra el margen de amplitudes de cada uno de los tipos diferentes de señales. De esta manera, se muestran los márgenes referentes a los potenciales de continua, incluyendo los voltajes intracelulares y otros tomados en diferentes puntos del cuerpo humano, el EOG, el EEG, el ECG, el EMG y el potencial de acción, todos ellos explicados en este apartado.

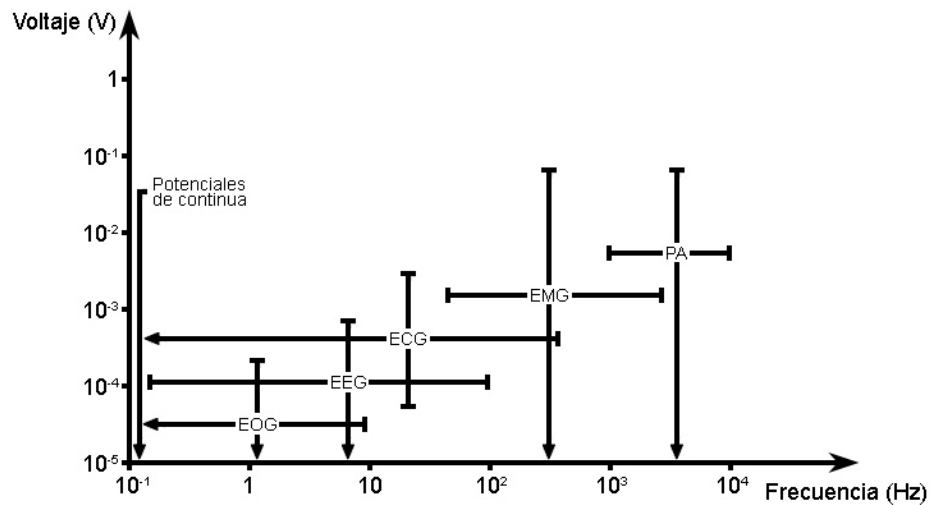


Figura 2-6: Espectro de frecuencias y amplitudes de señales bioeléctricas típicas. Potenciales de continua: voltajes intracelulares y otros, EOG: electrooculograma, EEG: electroencefalograma, ECG: electrocardiograma, EMG: electromiograma y PA: potencial de acción. Adaptado de [242].

Como puede observarse existen bandas frecuenciales con grandes solapamientos de señales, estos serán los márgenes de mayor interés para los dispositivos de acondicionamiento de señales bioeléctricas. El problema que presenta el solapamiento existente es que será necesario buscar una disposición adecuada de los electrodos de captación e intentar reducir la generación de señales, consiguiendo un estado de reposo, para evitar interferencias.

## 2.4 Fisiología muscular

Siguiendo el manual de neurofisiología referencia para este capítulo, [240], se explicarán, brevemente, diferentes aspectos de la fisiología muscular del organismo.

### 2.4.1 Organización funcional del músculo esquelético

El músculo es un tejido excitable y, como la célula nerviosa, puede producir potenciales de acción. Visto desde otra perspectiva, los músculos son máquinas que convierten energía química directamente en energía mecánica y calor.

Una contracción en la cuál un músculo se acorta bajo un peso constante, se llama contracción isotónica. Mientras que si el tendón del músculo se fija para impedir el acortamiento se produce una contracción isométrica ya que no hay trabajo físico pero sí trabajo fisiológico.

Un gramo de músculo esquelético contiene unos 100 miligramos de proteínas contráctiles. Las proteínas contráctiles actina y miosina forman los miofilamentos delgados y gruesos de las miofibrillas, respectivamente. Estos filamentos están dispuestos en paralelo dentro de la célula muscular. Además, existen otras dos proteínas constitutivas de las miofibrillas: la tropomiosina, que separa las moléculas globulares de actina, y la troponina que tiene tres subunidades la T, la I y la C. La troponina T une la troponina a la tropomiosina, la I inhibe la interacción actina-miosina y la C es un receptor para el  $\text{Ca}^{++}$ .

Las miofibrillas son haces de filamentos contráctiles de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$  de diámetro. Estas miofibrillas están subdivididas en compartimentos de unos 2,5  $\mu\text{m}$  de largo, los sarcómeros, por elementos de partición denominados discos Z. En la parte media del sarcómero hay unos 1000 filamentos gruesos de miosina y a cada extremo se concentran unos 2000 filamentos finos que se fijan a los discos Z. El haz de filamentos de miosina en la parte media del sarcómero mide 1,6  $\mu\text{m}$ . Esta banda se denomina banda A ya que es anisotrópica, birrefringente a la luz polarizada.

A cada lado de la banda A están las regiones que contienen sólo filamentos delgados. Estas bandas isotrópicas, denominadas bandas I, llegan hasta las líneas Z. Es la repetición de esta estructura básica lo que da el aspecto estriado al músculo esquelético o cardíaco. En el músculo en reposo sólo hay una superposición parcial entre las bandas A e I; la zona donde no hay superposición se denomina banda H. Además, en el centro de la banda H aparece una red de proteínas que sostiene los filamentos gruesos llamada banda M.

El músculo se acorta como resultado del acortamiento de gran número de sarcómeros, ubicados unos detrás de otros dentro de las miofibrillas. Durante el acortamiento, el filamento delgado de actina se desliza sobre los filamentos gruesos hacia la parte central del sarcómero. La teoría básica del deslizamiento de filamentos sostiene que no hay acortamiento de filamentos gruesos o delgados, sino deslizamiento. Esto explica porque la banda A no se acorta y, en cambio, sí lo hacen las bandas I y H. Del mismo modo, tampoco cambia la longitud de los filamentos cuando se estira el músculo, realmente, se disminuye la superposición de filamentos finos y gruesos.

El filamento de miosina tiene procesos transversos de 20 nm de largo y compuestos por moléculas de miosina. Durante la contracción, cada cabeza de miosina se asocia a un fragmento de actina adyacente. La cabeza realiza entonces un movimiento de báscula que empuja superficialmente los filamentos de actina hacia el centro del sarcómero. La distribución bipolar de las moléculas de miosina hace que el deslizamiento de los filamentos delgados se haga en sentidos opuestos hacia el centro del sarcómero. Un movimiento simple de rotación de las cabezas de miosina acorta el sarcómero en un 1% de su longitud. Sin embargo, es usual encontrar en la contracción isotónica un acortamiento de hasta el 50% de la longitud del sarcómero completado en 0,1 segundos. Esto se logra, repitiendo la operación de empuje de las cabezas de miosina. La relajación se produce por desvinculación de los filamentos de actina y miosina.

La fuente de energía es el adenosín trifosfato (ATP), que es hidrolizado por la miosina, molécula que tiene actividad de ATPasa activable por actina. La ATPasa está localizada en la cabeza de los filamentos de miosina, y se activa siempre que se una a la actina. Este proceso requiere de  $\text{Mg}^{++}$ . En cada ciclo de unión y desunión de la cabeza de miosina a la actina, se consume una molécula de ATP, por lo que cuanto mayor sea el número de puentes transversales activados por la actina mayor será la hidrólisis de ATP y mayor la contracción muscular. Los músculos rápidos consumen más ATP por unidad de tiempo y se contraen más rápidamente.

Es probable que el ATP permanezca unido a la cabeza de miosina hasta que el empuje superficial se complete, y así pueda proveer energía para la separación y nueva asociación de la cabeza de miosina con la actina. Si se inhibe la hidrólisis del ATP, los puentes no pueden reunirse y la resistencia al estiramiento y capacidad para desarrollar fuerza del músculo cae a 0, con relajación total. Tras la muerte el nivel de ATP cae por debajo del límite que evita la unión espontánea de la miosina y actina, causa del rigor mortis.

Se denomina acoplamiento excito-contráctil al proceso por el cual la despolarización del músculo inicia la contracción. El potencial de acción se transmite a todas las miofibrillas a través del sistema T. Este sistema de túmulos dependiente de la membrana celular toma contacto con la membrana del retículo sarcoplasmático formando las triadas. La despolarización que llega al retículo sarcoplasmático produce la liberación de  $\text{Ca}^{++}$  y el comienzo de la contracción muscular. El  $\text{Ca}^{++}$  se une a la troponina C, ya que presenta las características de un receptor intracelular para el ión. La troponina I está fuertemente unida a la actina en reposo muscular, y la tropomiosina cubre los sitios donde los puentes transversales de miosina se unen a la actina. Las proteínas troponina y tropomiosina constituyen un complejo relajante que inhibe en reposo la interacción entre actina y miosina. La unión de  $\text{Ca}^{++}$  a la troponina C debilita la interacción troponina I-actina, lo que desvía lateralmente a la tropomiosina y descubre los sitios de unión de la cabeza de la miosina, la cual interacciona con actina e hidroliza al ATP.

La contracción muscular termina cuando el  $\text{Ca}^{++}$  se recapta por una bomba dependiente del ATP en el retículo sarcoplasmático. Por lo tanto, tanto la contracción como la relajación son activas y requieren ATP.

### 2.4.2 Energética muscular

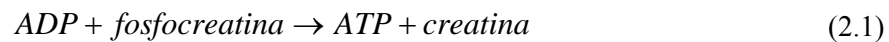
Cuando un músculo se activa, la concentración elevada de  $\text{Ca}^{++}$  intracitoplasmático inicia la contracción y la hidrólisis del ATP; durante este proceso el metabolismo del músculo aumenta de 100 a 1000 veces. De acuerdo con el principio de conservación de la energía, la energía química convertida en el músculo debe igualar la suma de la energía mecánica más la producción de calor. Aún en el caso de que no exista trabajo medible físicamente, hay una continua transformación de energía química en calor, a una velocidad proporcional a la duración y tensión de la contracción. En la contracción isométrica, los puentes transversales de la miosina están en actividad cíclica constante.

La hidrólisis de ATP aporta energía, que, en un 40 a 50%, es convertida en trabajo mecánico por las miofibrillas, disipándose el resto como calor. Sin embargo, el rendimiento es menor aún, la existencia de procesos activos para la recuperación de energía como la recaptación de  $\text{Ca}^{++}$ , y la resíntesis de ATP, hacen que se consuma también energía en ellos, siendo la eficiencia mecánica global del proceso de un 20 a 30%.

El ATP es regenerado, en la contracción muscular moderada y sostenida, de manera aeróbica por la vía de la fosforilación oxidativa. La energía requerida deriva de la oxidación de glúcidos o grasas. El sistema está en equilibrio cuando la velocidad de síntesis del ATP intracelular y fosfocreatina iguala a la de la hidrólisis del ATP. Durante el ejercicio, la hidrólisis del ATP aumenta entre 100 y 1000 veces, y para mantener el estado de equilibrio se incrementa la fosforilación oxidativa. Aumenta así el consumo de  $\text{O}_2$  unas 100 veces, y se produce hidrólisis de glucógeno muscular. El flujo sanguíneo del músculo se incrementa unas 20 veces y el volumen minuto cardíaco, 3 o 4 veces.

Cuando se excede el estado de equilibrio durante el ejercicio constante, el ATP comienza a ser provisto por glucólisis anaeróbica, reacción en la que el ATP se forma 2 o 3 veces más velozmente, y, por lo tanto, el trabajo muscular puede ser 2 o 3 veces mayor. Sin embargo, esta situación no puede mantenerse por largo tiempo, porque se acumula ácido láctico, y la acidosis metabólica produce fatiga muscular.

Los procesos anaeróbicos son necesarios para las demandas inmediatas de provisión de energía. Como se requiere un cierto tiempo para ajustar el aporte por el metabolismo oxidativo y anaeróbico, momento en que se produce el “segundo viento” de los deportistas, el ATP para la fase inicial es provisto a partir del adenosín difosfato, ADP, y fosfocreatina según la reacción mostrada en (2.1).



La concentración de fosfocreatina cae hasta el momento en que la formación aeróbica de ATP equilibra el aporte necesario del nucleótido. El “pool” de fosfocreatina se recupera al final del ejercicio, mediante ATP provisto por la fosforilación oxidativa. O lo que es lo mismo, después del ejercicio se consume más energía para contrarrestar la deuda de O<sub>2</sub>.

Esta deuda se corresponde con la cantidad de energía que el músculo ha consumido anaerómicamente al comienzo del ejercicio. La deuda de O<sub>2</sub>, resultante de la hidrólisis anaeróbica de la fosfocreatina, puede llegar a totalizar unos 4 litros. En un ejercicio máximo, la deuda sumada debida a la glucólisis anaeróbica es de unos 20 litros, ya que el lactato formado sólo puede eliminarse utilizando O<sub>2</sub> adicional. El lactato es oxidado en parte por el miocardio, y el hígado sirve para la síntesis de glucógeno.

### 2.4.3 Organización funcional del músculo liso

Las células musculares lisas son estructuras fusiformes de 50-400 nanómetros de longitud y 2-10 nanómetros de diámetro, mantenidas por desmosomas y que forman redes con fibras colágenas. Como en el músculo liso los filamentos de actina y miosina no tienen distribución regular, las fibras musculares lisas carecen de las estriaciones características del músculo esquelético o cardíaco. La base de la contracción muscular es también el deslizamiento de los miofilamentos de actina y miosina.

La velocidad de contracción del músculo liso es unas 100-1000 veces menor que la del músculo estriado, por lo que los músculos lisos son adecuados para mantener una contracción durante periodos prolongados. La tensión contráctil del músculo liso es del mismo orden que la del músculo esquelético, y puede soportar cargas semejantes. Sin embargo, la energía consumida es 100-500 veces menor, es decir, que en ese sentido, es más eficiente que el músculo estriado.

Existen dos tipos de músculo liso. El músculo liso visceral es espontáneamente activo, funcionalmente sincital y se encuentra situado en las paredes de las vísceras. Por otro lado, el músculo liso de multiunidades que no tiene actividad espontánea, está controlado neuralmente y sin función sincital.

En la musculatura lisa visceral la contracción inducida por un potencial de acción dura varios segundos. Por lo tanto, dos potenciales de acción separados por un intervalo menor de dos segundos se superponen, y a frecuencias de un segundo producen una contracción permanente (tétanos). A diferencia del músculo esquelético y del multiunidades, el músculo liso digestivo, uretral o uterino muestran tétanos espontáneo luego de la desnervación total.



Los potenciales de acción en la musculatura lisa visceral no son disparados por impulsos neurales, al igual que en el caso del músculo cardiaco, los potenciales de acción son de origen miogénico. Estos potenciales se originan en las células marcapasos, semejantes a otras fibras musculares lisas, pero con propiedades particulares. Se detectan en ellas potenciales marcapasos que llevan el potencial de membrana a superar el umbral del potencial de acción. Al producirse este potencial, la respuesta se propaga. La propagación de los potenciales a todas las fibras musculares lisas se realiza a una velocidad de 0,01 metros por segundo.

A diferencia del músculo esquelético, la mayoría de los músculos lisos se comportan como estructuras plásticas. Tras una fase inicial de tensión elástica al estirarse, el músculo liso se adapta a la nueva longitud, y la tensión elástica decae. Debido a esta propiedad de plasticidad, el músculo liso puede relajarse completamente, tanto en su estado acortado como elongado.

Al igual que en el músculo esquelético y cardiaco, el  $\text{Ca}^{++}$  está implicado en el comienzo de la contracción del músculo liso. La diferencia es que en el caso del músculo liso, el catión es de origen extracelular. El  $\text{Ca}^{++}$  entra en la célula muscular lisa por canales dependientes de voltaje. El catión se asocia con un receptor citoplasmático, la calmodulina, y se activa la fosforilación de la miosina por aumento de la actividad de una quinasa específica. Como consecuencia de esta fosforilación, la miosina se desliza sobre la actina, con la consiguiente contracción muscular. La calmodulina es homóloga estructuralmente a la troponina C ya comentada.

Del mismo modo que en el músculo esquelético o cardiaco, el músculo liso se relaja cuando la concentración intracelular de  $\text{Ca}^{++}$  disminuye mucho. Esta relajación es más lenta en el músculo liso, debido al pobre desarrollo del retículo sarcoplasmático. El secuestro intracelular de  $\text{Ca}^{++}$  es mínimo, y la extrusión al espacio extracelular es lenta. Como consecuencia de la disminución de calcio intracelular se activa una fosfatasa que desfosforila a la miosina, produciéndose la relajación muscular.

### **2.4.4 Organización funcional del músculo cardiaco**

Las fibras miocárdicas son semejantes en su estructura a las esqueléticas. Sus uniones celulares, denominadas discos intercalares, no ofrecen obstáculo para la conducción de la excitación, por lo que funcionalmente se comportan como un sincitio. Sea cual fuere el sitio de origen del potencial de acción, éste se propagará a todo el corazón.

Como en el caso del músculo esquelético, el potencial de acción del músculo cardíaco comienza con una rápida reversión, de entre 1 y 2 milisegundos, del potencial de reposo, -90 milivoltios, hasta alcanzar un máximo de 30 mV. Esta fase rápida es seguida por un fenómeno particular del músculo cardíaco, la fase de meseta, que es seguida por la repolarización.

El potencial de acción dura entre 200 y 400 milisegundos, unas 100 veces más que la duración del potencial de acción en el músculo esquelético o nervio.

El acoplamiento excitación-contracción del músculo cardíaco es semejante al del músculo esquelético. Sin embargo, el menor desarrollo del retículo sarcoplasmático en la fibra miocárdica hace que haya una dependencia importante del  $\text{Ca}^{++}$  extracelular. El potencial de acción de la fibra miocárdica tiene así una doble función, gatilla la contracción liberando  $\text{Ca}^{++}$  de los depósitos intracelulares y restablece los depósitos de  $\text{Ca}^{++}$  intracelular mediante su ingreso en el espacio extracelular.

En las células del marcapaso cardiaco, el potencial de membrana es inestable y tiende a la despolarización espontánea. A esta fase de despolarización se le denomina prepotencial, cuanto mayor es su velocidad de cambio, es decir, su pendiente, mayor será la frecuencia de descarga del marcapaso. El prepotencial del marcapaso cardíaco se debe al cierre espontáneo de canales de  $K^+$ , con reducción de la salida del catión. En las fibras miocárdicas no automáticas de aurículas y ventrículos no se observa el prepotencial y, la permeabilidad al  $K^+$  es constante durante toda la diástole.

## 2.5 Unión neuromuscular

De acuerdo con las propiedades bioquímicas se distinguen dos tipos de fibras musculares. En primer lugar, las fibras rápidas que tienen una gran fuerza contráctil y alta velocidad de contracción, una baja concentración de mioglobina, pobre vascularización y un escaso número de mitocondrias. En este tipo de fibras al predominar la glucólisis anaeróbica, aparece rápidamente fatiga. En segundo lugar, las fibras lentas, de contracción y relajación lentas, con poca fuerza, alta concentración de mioglobina y gran vascularización. Debido al alto número de mitocondrias que presenta posee un metabolismo oxidativo elevado y son poco fatigables. Los músculos especializados en la actividad sostenida, como el sóleo, tienen predominio de fibras lentas, mientras que aquellos especializados en actividad intensa de corta duración, como los músculos oculares, presentan predominio de fibras rápidas.

Se define como unidad motora al conjunto de fibras musculares inervadas por una única motoneurona de tipo  $\alpha$ . Estas unidades motoras están ampliamente entremezcladas y distribuidas a lo largo del músculo, por lo que se produce una tensión muscular homogénea aún con la activación de unas pocas motoneuronas  $\alpha$  del grupo respectivo.

El número de fibras musculares inervadas por una neurona varía. Este valor, denominado relación de inervación, indica el tipo de movimiento en que participa el músculo. En los movimientos graduados, finos, delicados, los músculos participantes tienen una baja relación de inervación, lo que les permite un control más graduado de la fuerza contráctil. El término relación de inervación cuanto más pequeño es, mayor será la precisión lograda.

Existe un importante correlato funcional entre el tipo de actividad de la motoneurona  $\alpha$  y las fibras musculares que inerva. Las fibras musculares rápidas están inervadas por motoneuronas  $\alpha$  grandes, que descargan a alta frecuencia y conducen a alta velocidad. Las fibras musculares lentas están inervadas por motoneuronas  $\alpha$  pequeñas, que descargan a baja frecuencia y conducen a menor velocidad.

Existen así unidades motoras rápidas y unidades motoras lentas. Este es un ejemplo de interacción entre las neuronas y las células que ellas inervan. El fenómeno observado depende primordialmente del tipo de neurona, y no de la fibra muscular, ya que fibras musculares lentas reinervadas por motoneuronas rápidas cambian de lentas y rápidas.

La contracción muscular, y en consecuencia la fuerza muscular, puede graduarse por dos mecanismos, que no son mutuamente excluyentes. En primer lugar, el reclutamiento de mayor número de unidades motoras, que se efectúa según el principio del tamaño, las motoneuronas de soma más pequeño tienen el umbral más bajo y se reclutan primero. Esta particularidad se debe a que, para un número semejante de terminales sinápticos sobre motoneuronas grandes y pequeñas, la posibilidad de suma espacial de potenciales electrotónicos es mayor cuando el volumen de la neurona es menor. Las motoneuronas  $\alpha$  de mayor tamaño inervan fibras musculares de tipo rápido, que desarrollan mayor fuerza de contracción. Por lo tanto, a medida

que aumenta el reclutamiento, el incremento de la fuerza por unidad de cambio de longitud será mayor. En segundo lugar, un aumento de la frecuencia de descarga de las motoneuronas, cuando esta frecuencia supera el tiempo de relajación del músculo, se produce una contracción permanente o tétanos, de tipo incompleto (oscilante) o completo dependiente de la frecuencia de descarga neuronal.

El músculo actúa como filtro a las frecuencias de descarga de las motoneuronas y no las traduce en relación 1:1. La contracción muscular es de una duración de 10 a 100 milisegundos, mientras que el potencial de acción dura, aproximadamente, 1 milisegundo. Esta propiedad muscular se denomina, por su símil electrónico, filtro de baja y tiene dos consecuencias. Por un lado, el músculo solo reproduce fielmente variaciones lentas de las señales neurales y, por el otro lado, para obtenerse una contracción rápida alternante de una frecuencia, deben utilizarse tanto grupos musculares agonistas como antagonistas.

Existen dos tipos de contracción muscular, la contracción isométrica y la contracción isotónica. Como ya se ha indicado, la primera de ellas no produce cambios en la longitud muscular mientras que en la segunda sí que se produce un acortamiento muscular. Este acortamiento muscular depende, además, de la activación neural, de la longitud inicial del músculo y de las fuerzas que se oponen al cambio de longitud. El músculo no ofrece resistencia hasta el momento en que comienza a actuar como resorte y, además, existe una longitud óptima para el desarrollo de la máxima tensión muscular.

El mantenimiento del punto de equilibrio de una articulación y, por tanto, la posición articular óptima, depende tanto de las propiedades musculares pasivas de resorte como de la capacidad activa de contracción muscular. Para fijar el ángulo de la articulación en el cual la tensión muscular iguala la fuerza externa existen dos estrategias. En primer lugar, contraer los músculos agonistas y relajar los antagonistas y, en segunda instancia, la co-contracción agonista-antagonista. Aunque el mecanismo de co-contracción es menos eficiente, ya que implica la contracción de grupos musculares antagónicos y gasto mayor de energía, ella da la mayor estabilidad a la articulación ante un obstáculo imprevisto en el que cambian las fuerzas o cargas externas. En el caso de la contracción de agonistas y relajación de antagonistas, se requiere el conocimiento preciso de la carga y fuerzas.

Un movimiento ensayado por primera vez implica, generalmente, el mecanismo de co-contracción. Cuando ya se ha adquirido familiaridad con las cargas a enfrentar, se pasa al mecanismo de mayor eficiencia energética, contracción de agonistas con relajación de antagonistas.

## 2.6 Somestesia

La somestesia, sensibilidad somato visceral o sensibilidad corporal está referida a las sensaciones que se perciben con todo el cuerpo, y no están localizadas en un órgano concreto. De esta manera, comprende todo el conjunto de sensaciones somáticas corporales, como el tacto, la temperatura, el dolor, la posición de las articulaciones, etc. y viscerales.

Se distinguen diferentes categorías de percepción. La exterocepción de naturaleza consciente que permite obtener información de todos los estímulos que llegan a la piel y su grado de peligrosidad. La propiocepción engloba actividades conscientes como inconscientes y está relacionada con la posición y el movimiento. Finalmente, la interocepción se relaciona con actividades inconscientes de control visceral. Con la interrelación de las tres categorías el cerebro crea una imagen del cuerpo, de su posición, movimientos y regula el funcionamiento de

los órganos. De esta manera, con esta información se definen los sentidos relativos al tacto, temperatura, dolor, posición y movimiento.

- Tacto. El sentido del tacto o mecanorrecepción es aquel que permite a los organismos percibir diferentes cualidades del medio y los objetos, por ejemplo aspereza, suavidad, dureza, etc. Este sentido se encuentra, fundamentalmente, en la piel dónde aparecen diferentes receptores nerviosos que convierten los estímulos del exterior en información nerviosa.
- Temperatura. Las sensaciones térmicas informan tanto de la temperatura de objetos externos como de la del propio cuerpo. Los estímulos generados se basan en los contrastes y cambios térmicos comparando la temperatura exterior detectada y la temperatura corporal de referencia.
- Dolor. El dolor es un mecanismo de alarma que detecta situaciones anormales y, posiblemente, nocivas. Normalmente, cuando se siente dolor suele focalizarse en un área concreta pero es el cuerpo entero el que responde.
- Posición y movimiento. Las sensaciones propioceptivas son sensaciones conscientes para el cerebro de los movimientos musculares, de articulaciones y tendones. Combinando toda esta información, el cerebro logra tener una idea de la posición y movimientos corporales.

A la primera transformación que aparece de un estímulo en un potencial receptor se le denomina transducción. Debe notarse que el estímulo no es la fuente de energía del potencial receptor, sino que como se ha comentado controla el flujo de iones del sistema nervioso interaccionando con los procesos de membrana y, normalmente, la transducción está asociada a un proceso de amplificación. En lo que respecta a la codificación de la intensidad sensorial existen dos procesos: código sensorial de frecuencia y código sensorial de población neuronal. A medida que el estímulo sensorial aumenta cada fibra descarga con mayor frecuencia, este hecho se corresponde con el código de frecuencia y, además, aumenta también la población de fibras sensoriales involucradas en el fenómeno, código de población. Generalmente, el rango percibido por la mayor parte de receptores es de unas 5 o 6 unidades logarítmicas entre el umbral y las intensidades máximas.

El sistema somatosensorial presenta dos aspectos de la organización neural. Por un lado una organización jerárquica y una organización en paralelo. Las neuronas sensoriales están dispuestas en series que introducen un progresivo procesado de información, jerarquía creciente a cada nivel y, a su vez, la misma modalidad sensorial puede ser procesada en paralelo a través de más de una vía.

### 2.6.1 Vías sensoriales

La vía nerviosa sensorial está formada por un total de cuatro neuronas y como se ha indicado existen dos tipos diferentes de organización que procesan la información en paralelo. La neurona sensorial primaria media la percepción somática de una porción de la superficie cutánea, tiene su cuerpo ubicado en el ganglio de la raíz dorsal y su prolongación periférica se relaciona con uno de los distintos tipos de receptores cutáneos. La prolongación central de la neurona sensorial primaria penetra en la médula espinal y sigue dos caminos paralelos distintos. Por un lado, la vía dorsal (lemniscal) donde la prolongación de la neurona penetra en la columna dorsal y asciende hasta el bulbo para hacer sinapsis con neuronas sensoriales de segundo orden ubicadas en los núcleos cuneatus y gracilis. Por otro lado, la vía anterolateral (espinotalámica)

donde la prolongación establece contacto con neuronas sensoriales de segundo orden ubicadas en el asta posterior de la médula espinal, figura 2-7.

La información táctil es procesada en paralelo por las dos vías independientes. En este sistema paralelo, el sistema lemniscal es prioritario y sólo cuando se altera el cordón posterior se hace importante la función táctil del cordón anterolateral. Las distintas jerarquías de cada una de las vías (neuronas primarias, secundarias y terciarias) son centros de procesado y abstracción creciente de la información provista por los receptores, es decir, no son simples estaciones de relevo.

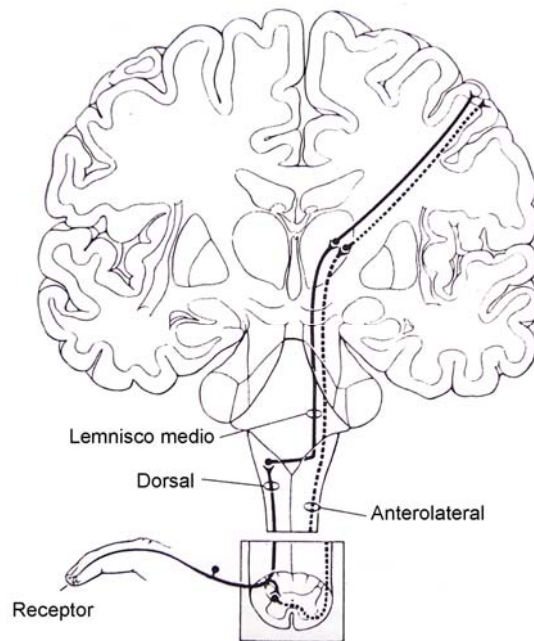


Figura 2-7: Organización jerárquica y en paralelo del sistema sensorial. La línea continua muestra la vía dorsal (lemniscal) y la línea de puntos la vía anterolateral (espinotalámica). Extraído de [240].

### 2.6.1.1 Vía dorsal (lemniscal)

Para la vía dorsal, los axones de las neuronas de los núcleos cuneatus y gracilis forman el lemnisco medio, que cruza la línea media y termina en los núcleos de proyección específicos del tálamo. Las neuronas talámicas proyectan a la corteza somatosensorial primaria (S-I).

Esta vía consta de fibras nerviosas de velocidad media y rápida y transmite las sensaciones perceptivas correspondientes a la sensibilidad propioceptiva consciente, el tacto fino discriminativo y la vibración.

### 2.6.1.2 Vía anterolateral (espinotalámica)

En este caso, la vía anterolateral, las neuronas secundarias del asta posterior proyectan sus axones hacia el otro lado de la médula y ascienden por el cordón anterior, terminando en las neuronas de tercer orden ubicadas en los núcleos de proyección específicos del tálamo.

La vía anterolateral contiene, principalmente, fibras lentas y medio lentas y se encarga de la transmisión somatosensorial relacionada con el dolor, la temperatura y, adicionalmente, información táctil.

## 2.6.2 Modalidades sensoriales

Los receptores somatosensoriales pueden clasificarse por el tipo de estímulos ante los cuales muestra menor umbral, es decir, se pueden clasificar atendiendo a lo que se denomina su estímulo adecuado. Según la respuesta selectiva ante el estímulo adecuado, los receptores somáticos pueden agruparse en: nociceptores, termorreceptores y mecanorreceptores.

Existen tres tipos diferentes de nociceptores: mecánicos, de calor y polimodales, que responden a estímulos dolorosos, térmicos y mecánicos. Estos receptores son terminaciones libres de fibras nerviosas.

En lo que respecta a la detección de la temperatura, existen dos tipos diferentes de termorreceptores: de frío y de calor. Los termorreceptores de frío presentan una activación óptima entre 10 y 30 °C mientras que la activación de los de calor se produce por encima de 45 °C. Al igual que en el caso de los receptores del dolor se trata de terminaciones libres de fibras sensoriales. De especial interés es la sensación de frío paradójal que aparece si se estimula con una temperatura de más de 45°C una zona inervada por los receptores para el frío. Esta sensación se debe a que superada una cierta temperatura el estímulo térmico estimula inespecíficamente las fibras neuronales sensoriales participantes en la detección del frío.

Para la sensación táctil se identifican dos grupos de mecanorreceptores: mecanorreceptores de adaptación rápida (corpúsculos de Meissner y Paccini) y mecanorreceptores de adaptación lenta (disco de Merkel y corpúsculo de Ruffini).

La propiocepción, como ya se ha indicado, encargada del equilibrio y el movimiento y posición de los miembros, se detecta mediante mecanorreceptores ubicados en los músculos (huso muscular), superficie cutánea o en las cápsulas articulares.

## 2.6.3 Receptores específicos

Todos los tipos morfológicos de terminaciones sensoriales especializadas de la piel y tejido subcutáneo son mecanorreceptores, tabla 2-1. Las especializaciones alrededor de su terminación nerviosa sirven, fundamentalmente, para determinar algunas propiedades en cuanto a su adaptación y rango de sensibilidad al estímulo mecánico.

Receptor	Adaptación	Nivel	Campo receptor	Densidad y distribución
Disco de Merkel	Lenta	Superficial	Pequeño	++ Pulpejos de los dedos + Palma
Bulbo de Ruffini		Profundo	Grande	– Uniforme
Corpúsculo de Meissner	Rápida	Superficial	Pequeño	++ Pulpejos de los dedos + Palma
Corpúsculo de Paccini		Profundo	Muy grande	– Uniforme

Tabla 2-1: Mecanorreceptores. La densidad se codifica utilizando los símbolos: ++ (densidad muy alta), + (densidad alta) y – (densidad baja).

El aspecto y situación de los mecanorreceptores incluidos en la tabla 2-1 y los nociceptores se incluye en el esquema de la figura 2-8. Los diferentes mecanorreceptores se explicarán en detalle a lo largo de este subapartado.

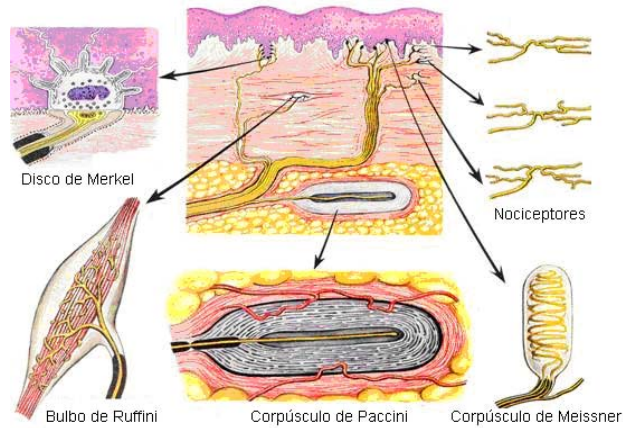


Figura 2-8: Aspecto y situación en la piel de nociceptores y mecanorreceptores. Extraído de [243].

### 2.6.3.1 Mecanorreceptores de adaptación lenta

Los mecanorreceptores de adaptación lenta responden durante el desplazamiento de la piel con una descarga de impulsos nerviosos de frecuencia proporcional a la velocidad de este desplazamiento, manteniendo la frecuencia de disparo estable mientras persiste el estímulo. Estos receptores tardan en adaptarse pero generan respuestas continuadas y mantenidas, es decir, responden a la intensidad y a la duración del estímulo.

#### 2.6.3.1.1 Disco de Merkel

Los discos de Merkel están formados por un axón mielínico grueso, y por unas terminaciones nerviosas que finalizan en una expansión, figura 2-8. Se encuentran localizados en la epidermis de la piel glabra, sin pelo. Su equivalente en la piel vellosa son los discos táctiles. Su principal función es la de detectar el hundimiento perpendicular de la piel.

En lo referente a su funcionamiento cabe destacar que poseen campos receptores muy pequeños y que, como se ha dicho previamente, su respuesta es proporcional a la intensidad del estímulo. Su adaptación al estímulo es irregular y se caracterizan por tener actividad espontánea en reposo, por lo que alcanzan frecuencias de descarga muy altas.

Si se realiza una microestimulación eléctrica de las fibras aferentes conectadas con estos receptores produce sensaciones elementales de contacto.

#### 2.6.3.1.2 Bulbo de Ruffini

Los bulbos de Ruffini son los receptores encargados de la detección de presión lenta y están formados por axones gruesos, figura 2-8. Su localización es la dermis de la piel hirsuta, con pelo, y se encargan de la detección del estiramiento de la piel, por ejemplo en la rotación de las articulaciones.

Estos receptores, que tienen campos receptores muy extensos, responden al estiramiento o deformación de la piel con una descarga regular y, al igual que los discos de Merkel, proporcional a la intensidad del estímulo. Poseen actividad espontánea en ausencia de estímulo, y en el caso de estos receptores, está asociado a su relativa sensibilidad a las bajas temperaturas, de modo que el frío aumenta su frecuencia de descarga para un estímulo dado.

La microestimulación eléctrica de fibras aferentes conectadas a estos receptores no provoca sensación alguna.

### 2.6.3.2 Mecanorreceptores de adaptación rápida

Los mecanorreceptores de adaptación rápida o detectores de velocidad responden, funcionalmente, a las indentaciones cutáneas con un tren de impulsos, cuya frecuencia codifica la velocidad del estímulo. En este caso, se trata de una respuesta durante el periodo en el que la piel se deforma pero la respuesta cesa cuando la deformación se mantiene constante.

#### 2.6.3.2.1 Corpúsculos de Meissner

Los corpúsculos de Meissner, formados por terminaciones nerviosas encapsuladas en fibras mielínicas gruesas, se localizan en las papilas dérmicas que rellenan las concavidades de la piel glabra, en las crestas epidérmicas, figura 2-8. En la piel hirsuta se encuentran los receptores en los folículos pilosos, enrolladas alrededor de la raíz del pelo y se disparan con el movimiento de este. El campo receptor de estos corpúsculos es reducido lo que permite discriminar correctamente el estímulo.

La microestimulación eléctrica de estos receptores de Meissner provoca una sensación de aleteo sobre la piel.

#### 2.6.3.2.2 Corpúsculos de Paccini

Los corpúsculos de Paccini son detectores de aceleración, responden con un solo impulso a la deformación. Tienen una alta capacidad de respuesta a frecuencias altas, de 70 a 1000 Hz, y su sensibilidad es muy elevada, respondiendo a desplazamientos de menos de 1  $\mu\text{m}$ . Los corpúsculos de Paccini se localizan en las capas profundas de la piel, figura 2-8.

En este caso, para los corpúsculos de Paccini, la microestimulación eléctrica provoca una sensación de vibración.

### 2.6.3.3 Sumario de mecanorreceptores

La figura 2-9 presenta una comparativa de los cuatro mecanorreceptores explicados en este subapartado.

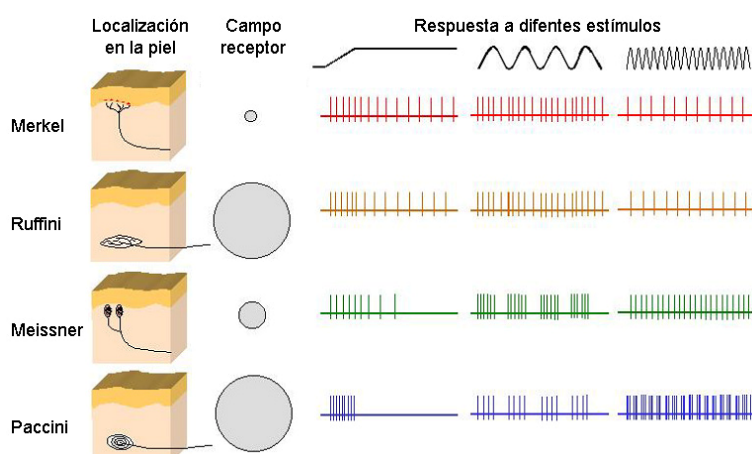


Figura 2-9: Comparativa entre los cuatro mecanorreceptores explicados.

En esta comparativa se han incluido diferentes parámetros: localización del mecanorreceptor en un corte esquemático de la piel, tamaño del campo receptor, incluido anteriormente en la tabla 2-1, y secuencia de impulsos ante diferentes estímulos, mostrando de manera gráfica la secuencia de descarga ante tres estímulos.



Como puede verse en las respuestas a diferentes estímulos incluidas en la figura 2-9, los mecanorreceptores de adaptación rápida, de Meissner y Paccini, únicamente, responden a los impulsos cuando se producen cambios en el estímulo, mientras que su respuesta desaparece ante estímulos constantes. Por el contrario, los mecanorreceptores de adaptación lenta, de Merkel y Ruffini, varían la frecuencia de los impulsos en función de su variación y, además, los impulsos siguen apareciendo ante estímulos constantes.

## 2.7 Electrodo

Observando el resultado de algunas formas de onda de potencial bioeléctrico, se puede sacar fácilmente la conclusión de que los electrodos de medida son simplemente puntos de contacto o terminales con los que se obtienen tensiones en la superficie del cuerpo. Además, la pasta electrolítica o gel empleado frecuentemente en las medidas podría considerarse que se aplica sólo con la finalidad de reducir la impedancia de la piel para disminuir la impedancia total de entrada del sistema. Sin embargo, esta conclusión es incorrecta y no satisface la teoría que explica el origen de esos potenciales bioeléctricos. Hay que darse cuenta de que los potenciales bioeléctricos generados en el organismo son potenciales iónicos, producidos por flujos de corrientes iónicas. La medida eficiente de esos potenciales iónicos requiere que sean convertidos en potenciales electrónicos antes de que puedan medirse con métodos convencionales. Los dispositivos que convierten los potenciales iónicos en potenciales electrónicos se denominan electrodos. La teoría de electrodos y los principios que rigen en su diseño son inherentes a una comprensión de la medida de potenciales bioeléctricos.

La interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados da lugar a un potencial eléctrico que se denomina potencial de electrodo. Este potencial es un resultado de la diferencia de los ritmos de difusión de iones hacia dentro y hacia fuera del metal. El equilibrio se alcanza con la formación de una capa de carga en la interfase. Esta carga es en realidad una doble capa, siendo la capa más próxima al metal de una polaridad y la capa próxima a la disolución, de polaridad opuesta. En los electrodos utilizados para medir potenciales bioeléctricos, el potencial de electrodo se produce en la interfase de un metal y un electrolito.

En la medida de fenómenos bioeléctricos se pueden utilizar una amplia variedad de electrodos; casi todos se pueden clasificar como pertenecientes a uno de tres tipos básicos: microelectrodos, electrodos superficiales y electrodos de aguja. Los microelectrodos son los utilizados para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula. Los electrodos superficiales se utilizan para medir potenciales ECG, EEG y EMG en la superficie de la piel. Finalmente, los electrodos de aguja son aquellos utilizados para atravesar la piel a la hora de registrar potenciales. Con este tipo de electrodos se pueden registrar potenciales EEG en una región local del cerebro o potenciales EMG en un grupo muscular específico. Asimismo, estos tipos de electrodos pueden utilizarse para tareas de electroestimulación.

Los tres tipos de electrodos para biopotenciales presentan la interfase metal-electrolito que se ha comentado. En cada caso, aparece un potencial de electrodo en la interfase, proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo. La doble capa de carga de la interfase actúa como condensador. Así, el circuito equivalente del electrodo para biopotencial en contacto con el cuerpo, consiste en una tensión en serie con una red resistencia-condensador, figura 2-10.

Dado que la medida de potenciales bioeléctricos requiere dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre los potenciales instantáneos de los dos electrodos, se

puede obtener el circuito equivalente utilizando el circuito mostrado en la figura 2-10. Si se utilizan electrodos del mismo tipo, la diferencia es por lo general pequeña y depende esencialmente de la diferencia real de potencial iónico entre los dos puntos del cuerpo en los que se realizan las medidas. Sin embargo, si los dos electrodos son diferentes, pueden producir una tensión continua importante que podría dar lugar a un flujo de corriente a través de ambos electrodos así como a través del amplificador al que están conectados. La tensión continua debida a la diferencia en los potenciales de electrodo se denomina tensión de *offset* de los electrodos y la corriente resultante se confunde a menudo con un verdadero fenómeno fisiológico. Este hecho es importante ya que incluso dos electrodos del mismo material pueden producir una pequeña tensión de *offset*.

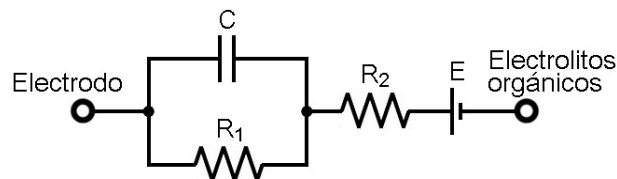


Figura 2-10: Circuito equivalente de la interfase de electrodo para biopotencial.

Además de la tensión de *offset* de los electrodos, la experimentación ha demostrado que la actividad química que tiene lugar en un electrodo puede dar lugar a la aparición de fluctuaciones en la tensión sin ninguna entrada fisiológica, apareciendo como ruido sobre las señales bioeléctricas. Este ruido se puede reducir con una elección adecuada de los materiales o con un tratamiento especial, como, por ejemplo, recubrir los electrodos con algún método electrolítico para mejorar la estabilidad.

La red resistencia-condensador mostrada en la figura 2-10 representa la impedancia de los electrodos, una de sus características más importantes, como valores fijos de resistencia y capacidad. Lamentablemente, la impedancia no es constante y depende, debido al efecto de la capacidad, de la frecuencia. Además, tanto el potencial de electrodo como la impedancia varían por un efecto denominado polarización. Este efecto es el resultado del paso de corriente continua a través de la interfase metal-electrolito. Si el amplificador al que están conectados los electrodos tiene una impedancia de entrada alta, el efecto de la polarización o cualquier otro cambio en la impedancia del electrodo queda minimizado.

El tamaño y el tipo de electrodo también son importantes en la determinación de la impedancia del electrodo. Los electrodos más grandes tienden a tener impedancias más pequeñas. Los electrodos superficiales suelen tener impedancia de 2 a 10 kiloohmios, mientras que los electrodos de aguja y los microelectrodos tienen impedancias mucho mayores. Para obtener resultados óptimos en la lectura o registro de los potenciales medidos por los electrodos, la impedancia de entrada del amplificador debe ser varias veces la de los electrodos.

### 2.7.1 Microelectrodos

Los microelectrodos son electrodos con puntas suficientemente pequeñas para penetrar en una célula a fin de obtener medidas de su interior. La punta debe ser suficientemente pequeña para permitir la penetración sin dañar la célula. Esta acción se complica generalmente por la dificultad de posicionar con precisión un electrodo con respecto a una célula.

Los microelectrodos son generalmente de dos tipos: metálicos y de micropipeta. Los microelectrodos metálicos se forman afilando electroquímicamente hasta el tamaño deseado la punta de un hilo de tungsteno o de acero inoxidable. Luego se recubre el hilo, casi hasta la

punta, con un material aislante. Adicionalmente, se pueden realizar algunos procesos electrolíticos en la punta con el fin de reducir su impedancia. La interfase metal-ión se establece donde la punta metálica contacta con los electrolitos bien en el interior bien en el exterior de la célula. Los microelectrodos de micropipeta están constituidos por una micropipeta de vidrio con la punta alargada hasta el tamaño deseado que se llena con un electrolito compatible con los líquidos celulares. Este tipo de microelectrodos tienen una interfase doble. La primera, consiste en un hilo metálico en contacto con la disolución electrolítica del interior de la pipeta y, la segunda, es la interfase entre el electrolito del interior de la pipeta y los fluidos del interior o exterior de la célula.

Los microelectrodos, debido a su pequeña área superficial, presentan impedancias que alcanzan los megaohmios. Por esta razón, hacen falta amplificadores con impedancias extremadamente altas para evitar la carga del circuito y minimizar los efectos de pequeños cambios en la impedancia de la interfase.

### **2.7.2 Electrodo superficiales**

Los electrodos utilizados para obtener potenciales bioeléctricos en la superficie del cuerpo se encuentran en una variedad de tamaños y formas. Aunque para medir potenciales ECG, EEG y EMG se puede utilizar cualquier tipo de electrodo superficial, los electrodos más grandes están asociados generalmente a ECG, dado que la localización de la medida no es importante, mientras que los electrodos más pequeños se emplean en medidas EEG y EMG.

Las primeras medidas de potenciales bioeléctricos utilizaban electrodos de inmersión que eran simplemente cubos de disolución salina en los que la persona colocaba sus manos y pies, un cubo para cada extremidad. Este tipo de electrodo, como cabe esperar, presentaba muchas dificultades, como restricción en la posición del individuo y peligro de vertido del electrolito.

Una gran mejora respecto a los electrodos de inmersión fueron los electrodos de placa, que se introdujeron por primera vez alrededor de 1917. Originalmente, estos electrodos estaban separados de la piel del individuo por almohadillas de algodón o fieltro empapadas con una solución salina concentrada. Posteriormente, un gel o pasta conductora reemplazó a las almohadillas empapadas y permitió que el metal contactase con la piel. Otro tipo de electrodo muy antiguo es el electrodo de copa de succión, donde solo el borde del electrodo contacta con la piel. Una de las dificultades al utilizar electrodos de placa es la posibilidad de deslizamiento o movimiento del electrodo. En los electrodos de copa de succión también sucede lo mismo al cabo de un tiempo suficientemente largo. Se ha intentado subsanar este problema mediante la inclusión de sujeciones adhesivas y una superficie irregular que penetra en la piel para disminuir la impedancia de contacto y reducir el deslizamiento.

El gran problema de los electrodos que se han presentado es que son sensibles al movimiento. Incluso el más mínimo movimiento cambia el espesor de la fina película de electrolito entre el metal y la piel y produce, de este modo, cambios en el potencial e impedancia del electrodo. En muchos casos, los cambios de potencial son tan graves que bloquean completamente los potenciales bioeléctricos de interés.

Posteriormente, apareció otro tipo de electrodo. El electrodo flotante, con distintas dimensiones. El principio de este electrodo es eliminar prácticamente los artefactos del movimiento evitando cualquier contacto directo del metal con la piel. El único camino conductor entre el metal y la piel es el gel o pasta electrolítica, que forma un puente de

electrolito. Generalmente, los electrodos flotantes se sujetan a la piel mediante anillos adhesivos por los dos lados que se adhieren tanto a la superficie plástica del electrodo como a la piel.

Los problemas que aparecieron en la monitorización del ECG de astronautas durante largos periodos de tiempo y bajo condiciones de transpiración y movimiento considerable, llevó al desarrollo de electrodos de spray, en los que se rocía o pinta una pequeña mancha de adhesivo conductor sobre la piel que previamente ha sido tratada con un recubrimiento de electrolito.

Existen otros tipos de electrodos de un solo uso que pretendían eliminar la necesidad usual de limpieza y cuidados después de cada aplicación. Los electrodos desechables son en general del tipo flotante con conectores de cierre automático simple, mediante los que se unen las conexiones que son reutilizables.

Para otras aplicaciones se han desarrollado tipos especiales de electrodos superficiales, los electrodos de pinza para la oreja, utilizados como referencia en medidas EEG. Los electrodos de mecha que consisten en un contacto metálico en interfase con una mecha blanda llena de electrolito, utilizados en aplicaciones donde no se puede tolerar la presión o el peso de un electrodo normal. Finalmente, los electrodos superficiales para EEG sobre el cuero cabelludo que son generalmente pequeños discos de unos 7 milímetros de diámetro o pequeñas bolitas de soldadura que se colocan sobre el cuero cabelludo limpio a través de una pasta de electrolito.

### 2.7.3 Electrodo de aguja

Para reducir la impedancia de la interfase y, en consecuencia, los artefactos que aparecen debido al movimiento, se están utilizando pequeñas agujas subdérmicas que penetran en el cuero cabelludo para las medidas EEG. Por lo general, se insertan simplemente a través de una pequeña sección de la piel justo por debajo de la superficie y paralelas a ella. Aunque en algunas ocasiones se insertan agujas más largas en el cerebro de animales para obtener medidas localizadas de los potenciales en una parte específica.

Algunos electrodos de aguja consisten en hilos aislados finos, colocados de modo que sus puntas, descubiertas, están en contacto con el nervio, músculo u otro tejido en el que se va a hacer la medida. El resto del hilo se cubre con algún tipo de aislante para evitar contactos indeseados. Frecuentemente se utilizan electrodos de hilo de cobre o platino para captar el EMG de músculos específicos. Los hilos se implantan quirúrgicamente o se introducen por medio de una aguja hipodérmica que luego se extrae, dejando al electrodo de hilo en su sitio. Con este tipo de electrodo, la interfase metal-electrolito tiene lugar entre la punta del hilo sin aislar y los electrolitos del organismo, si bien en algunos casos el hilo se baña en una pasta electrolítica antes de la inserción. En algunas aplicaciones, la aguja hipodérmica forma parte de la configuración del electrodo y no se extrae. En vez de esto los hilos que constituyen los electrodos se llevan dentro de la aguja que crea la cavidad necesaria para la inserción, protege los hilos y actúa como pantalla puesta a masa. Un hilo único dentro de la aguja sirve como electrodo unipolar que mide el potencial en el punto de contacto con respecto a una referencia indiferente. Si se colocan dentro de la aguja dos hilos, la medida se denomina bipolar y da una medida localizada entre las dos puntas de los hilos.

A pesar de todo, los electrodos para la medida por debajo de la piel no tienen que tener necesariamente forma de aguja. Los catéteres conductores permiten el registro del ECG desde el interior del esófago o, incluso, desde el interior de las cámaras del corazón.

Los electrodos de aguja y otros tipos de electrodos que crean una interfase por debajo de la superficie de la piel parecen ser menos susceptibles a los artefactos por movimiento que los electrodos superficiales. Haciendo contacto con los tejidos subdérmicos o con los fluidos intercelulares, estos electrodos parecen tener impedancias menores que los electrodos superficiales de área de interfase comparable.

## **2.8 Conclusiones**

A lo largo de este capítulo, se han explicado los conceptos teóricos más importantes en lo referente a la neurofisiología que será utilizada a lo largo de esta Tesis Doctoral. Para comenzar, se ha expuesto el sistema nervioso y sus divisiones principales, para pasar a presentar los diferentes tipos de células nerviosas que existen. Inmediatamente después, se ha presentado cómo se generan y se transmiten los potenciales de acción presentes en el organismo y cuáles pueden ser los potenciales bioeléctricos más interesantes para su estudio, incluyendo un diagrama de amplitud/frecuencia de los diferentes biopotenciales. A continuación, se han explicado con detalle diferentes aspectos de fisiología muscular así como su sistema de generación de energía y las uniones neuromusculares. En el siguiente subapartado, se exponen conceptos de somestesia, a partir de los cuales se explican las diferentes vías y modalidades sensoriales, describiendo en la parte final los diferentes tipos de mecanorreceptores. Para finalizar este capítulo, se han expuesto los diferentes tipos de electrodos para la obtención de biopotenciales incluyendo fundamentos teóricos del funcionamiento de estos dispositivos.



## **Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema**

Normalmente la labor del investigador en Tecnologías de Rehabilitación (TR) está basada en relacionar a un humano con uno o más dispositivos técnicos. El objetivo a seguir en este proceso, que involucra estos dos tipos tan diferentes de sistemas, es realizar un sistema integrado (humano + dispositivo) que sea capaz de resolver una tarea o un conjunto de ellas. En estas labores, en función de los objetivos, se pueden utilizar diferentes sistemas corporales [244], partiendo de una definición clara de las acciones que se quieren utilizar y los comportamientos corporales involucrados [245].

El desarrollo exitoso de sistemas TR depende de factores humanos, técnicos y económicos. El entorno adecuado para un grupo de trabajo que no sólo conciba y desarrolle prototipos útiles, sino que pueda llevar sus productos a un mercado de pacientes necesitados de dichos desarrollos, requiere la existencia de diversos equipos de trabajo que se encarguen de los diferentes tipos de labores necesarias. Desgraciadamente resulta muy raro encontrar en nuestro país una estructura de trabajo como ésta en los centros de investigación y en las universidades. Resulta vital la existencia de tecnólogos formados convenientemente en ingeniería biomédica y áreas tecnológicas complementarias. Este personal se encargará de la parte fundamental del trabajo, puesto que concebirá y desarrollará los prototipos de sistemas TR. Pero también es imprescindible la existencia de una estructura económica de soporte, que incluya personal especializado en la financiación, explotación y comercialización y en aspectos legales de esta industria. Finalmente, es necesario apoyarse en una estructura industrial o productiva que realice la producción final del producto y su mantenimiento. Esta estructura puede ser, y en la mayor parte de los casos debe ser, externa al grupo de investigación.

El investigador debería beneficiarse del éxito indiscutible que ha aportado la filosofía de sistema económico productivo basado en la división del trabajo entre diversos agentes especializados y no hacer recaer en él la responsabilidad de recorrer los diferentes y complejos caminos paralelos que conducen al desarrollo de un producto de mercado.

El resultado final de las carencias de las instituciones de investigación suele ser la abundancia de interesantes publicaciones científicas españolas en este campo, que convive con la casi inexistente producción de equipos TR de nuestro sistema de I+D+i.

Asumiendo las grandes limitaciones, y que las instituciones investigadoras y universidades raramente facilitan o hacen posibles las estructuras de I+D+i adecuadas, tan habituales, por el contrario, en países exportadores de tecnología, no debe aparecer la

resignación a ceder en el empeño de aportar y de divulgar desarrollos innovadores en este campo de trabajo, que posee para el investigador una gran componente social y vocacional.

### 3.1 Metodología para sistemas TR

La experiencia adquirida a partir del trabajo personal del autor durante 5 años en un grupo de investigación que lleva casi 20 años trabajando en este campo y, también, a partir de las contribuciones publicadas por otros reconocidos autores, han conducido a la concreción de un protocolo para el desarrollo de sistemas de TR. La consideración de los múltiples factores que influyen en el proceso de innovación y desarrollo en TR lleva a postular diferentes pasos a seguir para llevar a buen término cualquier aplicación técnica particular en este campo.

1. El primer paso será identificar la necesidad a cubrir, de forma que se tengan en cuenta tanto el punto de vista de los pacientes, como el de los terapeutas. Pero también el ingeniero o tecnólogo, formado en materia científico-técnica, debe aportar su opinión en la definición de la necesidad a cubrir, en cuanto que no todas las soluciones que se desean, son técnicamente alcanzables.
  - a) Pacientes. Según la propia experiencia, los pacientes prefieren, y conceden realmente una elevada importancia, a tener el mayor control posible sobre el dispositivo de ayuda que se va a diseñar. También desean prestaciones de gran exigencia sobre los equipos, que les permitan realizar el mayor número posible de actividades, no restringidas necesariamente a sus necesidades habituales del día a día.
  - b) Sanitarios – Rehabilitadores. El personal sanitario no siempre posee una formación científico-técnica adecuada para comprender las soluciones que pueden alcanzarse empleando TR. Ellos suelen preocuparse por la incidencia que la ayuda técnica pueda tener sobre la evolución médica de los pacientes. Además hay que resolver el problema de la diferencia de lenguaje y terminología entre los sanitarios y los ingenieros para una correcta comprensión mutua de los objetivos a alcanzar y los medios que deben emplearse.
  - c) Tecnólogos. Los ingenieros conocen el alcance de la tecnología que manejan. Deben informar a los pacientes y a los sanitarios de las limitaciones de los dispositivos que pueden construir, dado el estado de la técnica. Por otra parte, los tecnólogos deben aclarar, junto con los sanitarios, a la vista de la experiencia científica, técnica y médica, que los dispositivos que emplearán los pacientes no repercutirán negativamente sobre su salud. En algunos casos resultará evidente la ausencia de efectos adversos por el uso de las ayudas técnicas. En otros casos, como por ejemplo la electroestimulación funcional (FES), resultarán discutibles tanto los posibles efectos negativos como los beneficios para la salud del usuario del sistema. Por último, existirán aplicaciones en las cuales, debido a su novedad y a su grado de intrusión dentro del organismo, no será posible evaluar los efectos hasta acumular una cierta cantidad de datos en experimentos cuidadosamente controlados, como en algunos sistemas implantados.
2. El segundo paso es transformar las necesidades que deben resolverse, empleando el dispositivo artificial, en un conjunto de especificaciones para el diseño. El tecnólogo tendrá en cuenta los objetivos y funcionalidades requeridas y el modo en el cual esas



funcionalidades deben alcanzarse mediante la interacción con el paciente. Esta etapa contribuirá a orientar al ingeniero en la elección de estrategias de resolución en función de las necesidades a cubrir, de los posibles recursos disponibles y de los conocimientos adquiridos.

3. El tercer paso aprovecha las especificaciones anteriores para plantear una o varias posibles implementaciones concretas de la solución deseada. Estos posibles sistemas, que aún se ofrecen a un nivel teórico, deben ser estudiados y comparados entre sí respecto a los posibles pros y contras y respecto a los desafíos técnicos que suponen. En esta fase suele vislumbrarse, de una forma más o menos clara, la posible existencia de innovaciones técnicas.

Es en este punto del proceso donde debe plantearse una primera aproximación a los costes del sistema que se pretende implementar. Esta aproximación económica, relacionada con los posibles desarrollos concretos encontrados, orientará sobre la viabilidad del sistema e incluso puede que sea necesario abortar el proceso, si se prevé que el producto va a resultar excesivamente caro e inalcanzable para los potenciales usuarios.

En este paso, los tecnólogos deberán, además, explorar los posibles derechos de propiedad que puedan existir sobre sistemas o partes de sistemas incluidos en el diseño, de modo que se escoja el procedimiento adecuado para poder utilizarlos legalmente.

Existe aún otra tarea burocrática que se ejecutará en una instancia más avanzada de este protocolo, pero que debe plantearse inicialmente en este punto, pues afecta a la viabilidad. Esta tarea está relacionada con la evaluación y certificación de los productos desarrollados de modo que se pueda autorizar para su uso sobre personas.

4. Una vez aclarada la viabilidad del producto, según el diseño o los diseños alternativos elegidos, se procede a la construcción y prueba de sus dispositivos constituyentes y al ensamblaje y verificación en el laboratorio del sistema completo.

En este cuarto paso será necesario implementar el hardware y el software necesarios así como las interconexiones entre ellos y las correspondientes interfaces humano-máquina para conseguir cubrir todas las necesidades. Además, se comprobará el completo funcionamiento de todas las funcionalidades incluidas en el equipo final construido utilizando el equipamiento técnico disponible en el laboratorio.

5. El paso siguiente consiste, fundamentalmente, en las pruebas del sistema sobre pacientes, aunque para comprobar las verdaderas bondades del equipo también se realizarán pruebas en sujetos de control. Estas pruebas de funcionamiento realizadas deben ser debidamente diseñadas para conseguir una evaluación completa y óptima del dispositivo implementado. Una vez obtenidos los resultados y tras su análisis, se incluirían modificaciones menores en el funcionamiento global y en las interfaces de los equipos si se estima pertinente.
6. El sexto y último paso en la metodología utilizada incluiría los procesos de normalización y comercialización de los equipos. Como se ha indicado anteriormente estas tareas serían realizadas por personal especializado en este tipo de áreas.

El proceso de I+D+i en TR puede desarrollarse de diferentes formas, la metodología aquí expuesta, centrada en el paciente y sus necesidades, es una forma particular de conseguir implementar equipos de TR realmente útiles, y que puedan tener una cierta aceptación por parte de los potenciales usuarios. De manera similar, otros autores han desarrollado metodologías de trabajo en TR y en tecnologías de asistencia centradas en la resolución de necesidades del

usuario, [245], [246] y [247]. En el caso presentado en esta Tesis Doctoral, muchos de los pasos expuestos se basan en un correcto diseño e implementación del dispositivo y sus interfaces. Para conseguirlo, bastantes de ellos pueden requerir una realimentación por parte de los pacientes usuarios y retroceder entre etapas o replantearse cada una de ellas, [246]. Por otro lado, existen metodologías de trabajo para el desarrollo de sistemas en TR basados en el mercado y las posibilidades de un determinado producto para producir rentabilidad, [248]. Este tipo de metodologías de diseño suelen estar orientadas a cubrir un nicho de mercado sin explotar y no son específicas para personas con discapacidad o ciertas disfunciones, sino que pretenden cubrir necesidades que se extiendan a la mayor proporción de población posible, fomentando su usabilidad. En cualquier caso, aunque exista un marco metodológico común, cada uno de los diseños y sistemas que puedan ser planteados en el ámbito de las TR pueden tener una necesidad de ser tratados de una manera particular. Esto se debe fundamentalmente a la amplitud de las TR y la ingeniería biomédica, que algunos autores han trabajado en clasificar en diversos factores clave [249], de manera que tras la definición del aspecto concreto de trabajo la metodología podrá variar ligeramente.

Una vez concretadas las distintas etapas que deberían seguirse para un correcto desarrollo e implantación de un producto TR y siguiendo la filosofía anteriormente expuesta, el autor de este trabajo debe centrarse en los aspectos técnicos del desarrollo, propios de la actividad que corresponde al investigador en TR. Las tareas concretas asignadas al tecnólogo en el desarrollo de un sistema completo se resumen a continuación:

- Estudio de las necesidades específicas de las diferentes muestras de la población con discapacidad, sus expectativas y sentir general.
- Estudio de la viabilidad de construcción del dispositivo TR específico a partir de la tecnología existente y su posible interacción con el usuario.
- Revisión de la literatura científica relacionada y los productos comerciales existentes con el objetivo de conocer si ya existe algún tipo de sistema TR para la realización de las tareas de interés.
- Diseño de una o varias soluciones del sistema TR, atendiendo a los requerimientos del usuario pero también a las necesidades médicas específicas para cada paciente y para el funcionamiento del dispositivo; será necesario colaborar con médicos especialistas.
- Estimación de un presupuesto del equipo final y estudio de viabilidad.
- Estudio de las posibles certificaciones y procesos evaluadores que debe cumplir el sistema TR. Esta tarea debe abordarse colaborando con el personal administrativo que asiste y entiende de este tipo de procedimientos legales y administrativos.
- Implementación del dispositivo electrónico, hardware y software, para cubrir todas las funcionalidades deseadas con el sistema final.
- Diseño de protocolos de prueba, colaborando con médicos rehabilitadores, para comprobar el correcto funcionamiento del equipo así como todas las funcionalidades para las que ha sido diseñado.
- Realización de pruebas, siguiendo los protocolos diseñados, en pacientes y sujetos de control. Nuevamente, en este punto, la participación de especialistas rehabilitadores resulta imprescindible en la mayoría de los casos.
- Realización de modificaciones menores, en su caso, en el diseño y la implementación para corregir ligeras anomalías de funcionamiento o mejorar las prestaciones.

- Implementación del sistema como producto final mejorando su aspecto externo y la usabilidad por parte de los usuarios, incluyendo los correspondientes mandos de control y todas las medidas de seguridad necesarias.

Una vez que se completen todas las tareas, el sistema TR estará listo, en forma de prototipo, para ser utilizado. Como se ha indicado anteriormente, el paso para comercialización del equipo será un paso posterior del que debería encargarse personal especializado.

### **3.2 Interfaces humano-máquina: aspectos clave**

Partiendo de la experiencia del grupo de investigación dónde se ha realizado esta Tesis Doctoral, atendiendo a algunas publicaciones con clasificaciones similares, [175], y a todos sistemas encontrados en la literatura científica, se ha realizado una lista de requisitos básicos que deben cumplir las interfaces humano-máquina (HMI) construidas. La lista elaborada ha sido publicada previamente por el autor junto con los directores de la Tesis Doctoral, [250].

Estos aspectos clave serán muy importantes para conseguir las mejores prestaciones del dispositivo TR y, por lo tanto, deben estar presentes en todas las etapas del desarrollo, tanto hardware como software, de la interfaz. Los aspectos elegidos pueden resumirse en siete y se presentan a continuación:

- Adaptación al usuario. La interfaz debería poder ser usada, eficientemente, aprovechando todas las capacidades remanentes del usuario, que dependerá del tipo y grado de discapacidad.
- Correcta elección de la capacidad remanente utilizada. Es importante identificar cual de las múltiples capacidades remanentes del usuario es la más adecuada para actuar sobre la interfaz.
- Fiabilidad de la interfaz. El nivel de fallos en la interpretación de comandos generados por el usuario debe ser mínimo. Este hecho es de especial importancia en interfaces para el control de sistemas de movilidad personal, ya que un posible fallo entraña un peligro real para el usuario.
- Capacidad. La interfaz debe ser capaz de captar o generar un número suficiente de comandos diferentes para un completo control del sistema TR.
- Rapidez y coste de procesado. La HMI es conveniente que sea capaz de funcionar en tiempo real y con el mínimo retardo.
- Comodidad. Este factor implica una fácil usabilidad, adecuada ergonomía y una baja interacción con otras actividades que el paciente realice al mismo tiempo.
- Coste. El equipo de la interfaz debe tener un precio razonable para los potenciales usuarios.

Algunos de los aspectos expuestos son clave para conseguir un diseño lo más robusto y funcional posible, además, se deben tener en cuenta otros factores como el coste final del producto y la comodidad para el usuario.

Para estos aspectos clave se ha realizado una valoración de la adecuación de cada una de las HMI encontradas en la literatura científica y expuestas en la revisión del estado del arte del *Capítulo 1: Introducción*. De esta manera, se realizará una comparativa similar a la mostrada en [142] para el control de prótesis, atendiendo a diferentes aspectos de interés de las HMI.

### 3.2.1 Comparativa HMI

En primer lugar, a la hora de plantearse el desarrollo de un dispositivo o interfaz de mejora de la calidad de vida de personas con discapacidad es necesario realizar un trabajo de análisis sobre las necesidades de este sector. De esta manera, se realizaron entrevistas, en total más de 40, tanto presenciales como virtuales (vía email) con personas con necesidades especiales debido a diferentes lesiones. El estudio puede resumirse en que las personas entrevistadas relacionaban este tipo de sistemas con personas con discapacidades motoras severas. Entre ellas más de 80% preferían que los sistemas de ayuda, incluyendo aquellos destinados a la movilidad, como el guiado de sillas de ruedas, tuviesen una participación activa en el manejo, de manera que el usuario esté en completa interacción con el mismo. Además, más del 90% de la muestra declaraba estar dispuesta a pagar el coste de los sistemas de ayuda.

Los resultados obtenidos, a partir del estudio social sobre una muestra de la población de sujetos discapacitados, están claramente relacionados con la propia percepción del autor y el grupo de investigación sobre la preferencia de los pacientes por tener el mayor control voluntario posible sobre los sistemas asistivos que se diseñen para ellos. Los especialistas consideran que es positivo que los pacientes deseen aprovechar, entrenar y desarrollar todas sus capacidades remanentes. Además, se muestra también un interés de los discapacitados por adquirir los dispositivos de TR, siempre que puedan afrontar su coste. En la práctica, esto podría entenderse también, en algunos casos, como una posibilidad de coparticipación en los gastos del dispositivo entre los organismos de salud oficiales y el propio paciente.

A continuación, tal y como se ha indicado anteriormente, se realizará una valoración de los diferentes métodos empleados en la obtención de señales del usuario con las interfaces. Esta valoración se realiza tomando como base la experiencia obtenida a partir del uso de los desarrollos realizados, durante esta Tesis Doctoral y los años precedentes, en el Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería (LEB) de la Universidad de Valladolid. El LEB esta colaborando, desde hace varios años, en la puesta en marcha y prueba de los sistemas, con el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (HNPT), centro de referencia en este campo en España. Este centro es, posiblemente, el ámbito más apropiado para comprobar la validez de los desarrollos en Tecnologías de Rehabilitación (TR). Respecto a las pruebas realizadas en el laboratorio, se han valorado los requisitos básicos que deben cumplir las interfaces adaptadas. Estos estudios de laboratorio posibilitan efectuar, en relación a los interfaces encontrados en la literatura para la manipulación y control de sistemas robóticos externos, un análisis comparativo de ventajas e inconvenientes teniendo en cuenta los mencionados requisitos básicos, anteriormente expuestos.

- Sistemas de reconocimiento de voz (SRV). Este tipo de sistemas presenta algunos inconvenientes graves. En primer lugar, la complejidad de los sistemas de reconocimiento de patrones que deben utilizarse. En segundo lugar, la dificultad de hablar con otras personas mientras se efectúa el control de un sistema externo. Por último, la posibilidad de interferencias en el sistema de control con conversaciones del ambiente. La ventaja principal es la facilidad de implementación de gran cantidad de órdenes.
- Sistemas basados en cámaras de video (SCV). Estas interfaces extraen de los gestos del paciente los pertinentes comandos de control. Existen varios problemas relacionados con estos dispositivos como, por ejemplo, que es necesario instalar un ordenador con la cámara, la importancia del control de la luz de la toma o las posibles interferencias causadas por la actividad normal del usuario (hablar, mirar alrededor, etc.).

- Interfaces EMG/EOG durante el movimiento muscular voluntario (IEMGEOG). Los problemas en este caso son la necesidad de utilizar electrodos y asegurarse que estos mantienen un buen contacto. Adicionalmente, en algunos casos, se debe utilizar un ordenador. Otro de los problemas relacionados con este tipo de interfaces es la gran complejidad que puede adquirir el sistema. Por otra parte, una de las grandes ventajas de estos sistemas es que pueden otorgar una salida analógica, que tras un entrenamiento adecuado puede codificar un elevado número de órdenes, mejorando, notablemente, la versatilidad del sistema a controlar.
- Interfaces con señales de electroencefalograma o interfaces cerebro-máquina (ICM). Estas interfaces son muy incómodas y difíciles de aplicar cada vez que deben utilizarse. Son lentas y menos fiables que otras interfaces y, además, necesitan un ordenador ya que su procesado y clasificación suelen consumir importantes recursos de cálculo. Adicionalmente, la interferencia con otras actividades que esté realizando el usuario es muy elevada. La ventaja de las ICM, también conocidas como BCI, es la potencialidad de alcanzar un elevado nivel de control, a largo plazo, cuando sean superados los serios condicionantes técnicos y biológicos que existen actualmente y puedan emplearse crónicamente dispositivos implantados para registrar las señales.
- Interfaces basadas en la detección de movimientos residuales pero sin utilizar señales bioeléctricas (IMRSSB). En este caso, se incluyen todos los interfaces de este tipo excepto los específicos de movimientos de la lengua y de expiraciones e inspiraciones por su naturaleza, que se incluirán en otras categorías. Son sistemas con elevada fiabilidad ya que dependen de acciones voluntarias fácilmente detectables con sensores sencillos. Además, la complejidad necesaria es baja y se limita a registrar la salida de los sensores. Por otro lado, si se elige adecuadamente la acción y el músculo que la realiza, el sistema deja gran libertad al usuario para realizar actividades cotidianas.
- Sistemas basados en sensores inerciales (SSI). Estos sistemas son más robustos que los anteriores y, posiblemente, más fáciles de comercializar. No es necesario el uso de un ordenador pero requiere movimientos corporales que, generalmente, interfieren con la actividad normal del paciente.
- Sistemas basados en inspiraciones y expiraciones (IEX). Estos sistemas interfieren con la habilidad de hablar mientras están siendo utilizados. Además, en situaciones en las que el usuario respira con dificultad, debido a fatiga o enfermedad, su funcionamiento puede verse afectado.
- Sistemas basados en seguimientos de la lengua (SLE). En este caso la interferencia es clara con la habilidad de hablar e, incluso, su uso puede imposibilitar la articulación de palabras.
- Interacción autónoma o automática (IA). Es un importante complemento a las interfaces ya comentadas. Estos sistemas son complejos y, normalmente, requieren la instalación de otro tipo de hardware en el ambiente y/o en el dispositivo a controlar. Además, suelen requerir la existencia de una interfaz adaptada para seleccionar el destino u objetos de la acción. El uso de estos sistemas está justificado, únicamente, en casos de extrema inmovilidad y cuando la velocidad de reacción de los sujetos es incompatible con el control voluntario eficiente del sistema. En estos casos, la única solución es elegir de antemano la acción deseada y dejar que el sistema actúe de manera automática.

Todos estos datos se resumen en la tabla 3-1 valorando cada sistema con las características expuestas al principio del apartado. La valoración se realizará en una escala de seis valores progresivos desde muy inapropiado (---) hasta muy adecuado (+++), en el pie de tabla se explica el significado de cada una de las siglas.

	AU	CECR	FI	C	RCP	CM	CT
SRV	++	++	+	+++	-	--	+
SCV	++	-	-	-	--	--	--
IEMGEOG	++	+	+	+	-	-	-
ICM	+	-	--	-	---	---	--
IRRSSB	++	++	+	+	++	++	+
SSI	++	+	+	-	++	-	+
IEX	++	++	+	-	++	--	+
SLE	++	++	-	++	++	---	+
IA	+	+	+	--	---	+	---

Tabla 3-1: Análisis comparativo entre las diferentes interfaces encontradas en la literatura y los parámetros presentados al comienzo del apartado. Se han utilizado abreviaciones en cada uno de los sistemas y parámetros de atención. Siglas en columnas: AU (adaptación al usuario), CECR (correcta elección de la capacidad remanente utilizada), FI (fiabilidad de la interfaz), C (capacidad), RCP (rapidez y coste de procesado), CM (comodidad) y CT (coste); siglas en filas: SRV (sistemas de reconocimiento de voz), SCV (sistemas basados en cámaras de video), IEMGEOG (interfaces EMG/EOG durante el movimiento muscular voluntario), ICM (interfaces con señales de electroencefalograma o interfaces cerebro-máquina), IMRSSB (interfaces basadas en la detección de movimientos residuales pero sin utilizar señales bioeléctricas), SSI (sistemas basados en sensores inerciales), IEX (sistemas basados en inspiraciones y expiraciones), SLE (sistemas basados en seguimientos de la lengua), IA (interacción autónoma o automática).

### 3.3 Desarrollos prácticos: interfaces

Para validar la metodología propuesta, es necesario realizar pruebas prácticas sobre su aplicación en el campo de las TR. Así pues, es necesario abordar un número suficientemente amplio y variado de desarrollos de interfaces y sistemas aplicados a la discapacidad. El trabajo del autor se ha encaminado, por tanto, a aplicar las líneas y guías mostradas en este capítulo para conseguir realizar los citados desarrollos con la mayor eficiencia posible. A la vista de los resultados quedará demostrada la utilidad de este enfoque.

Por otra parte, es importante destacar que los sistemas TR, tal y como se ha presentado en la introducción, presentan una directa interacción con el ser humano. De esta manera, los equipos implementados incorporan interfaces electrónicas, de captación de señales o estimulación, que interaccionan directamente con interfaces biológicas propias de la fisiología corporal.

Recuperando la figura 1-1, mostrada nuevamente por conveniencia, figura 3-1, se observa que se han construido cuatro tipos de interfaces aferentes y dos tipos de interfaces eferentes. Tal y como se explicó, las interfaces electrónicas aferentes y eferentes utilizan su denominación a partir de una extrapolación de los términos utilizados en fisiología. Por lo tanto, una interfaz aferente desarrollada será un sistema electrónico capaz de captar señales, en este caso

biológicas, de una determinada naturaleza y transportarlas hacia un centro de procesado. Análogamente, una interfaz eferente estará constituida por un dispositivo electrónico capaz de estimular, utilizando señales generadas específicas, una determinada parte del organismo. De esta manera, cualquiera de las interfaces desarrolladas, ya sea aferente o eferente, interaccionará con una interfaz biológica de carácter opuesto. Es decir, una interfaz electrónica aferente captará señales de una interfaz biológica eferente y viceversa.

Centrando la atención sobre la figura 3-1, en ella se han remarcado todas las interfaces humano-máquina que se desarrollaran así como su cometido principal. De esta manera, se trabajará en interfaces aferentes de adquisición de señales bioeléctricas y biomecánicas. Estos dos tipos de interfaz serán considerados principales, pero también se trabajará en el reconocimiento facial y en el reconocimiento de voz. En lo que respecta a las interfaces eferentes, se ha optado por el desarrollo de sistemas de estimulación funcional basado en electroestimulación funcional (FES) y en estimulación sensorial para los sentidos de la vista y el tacto.

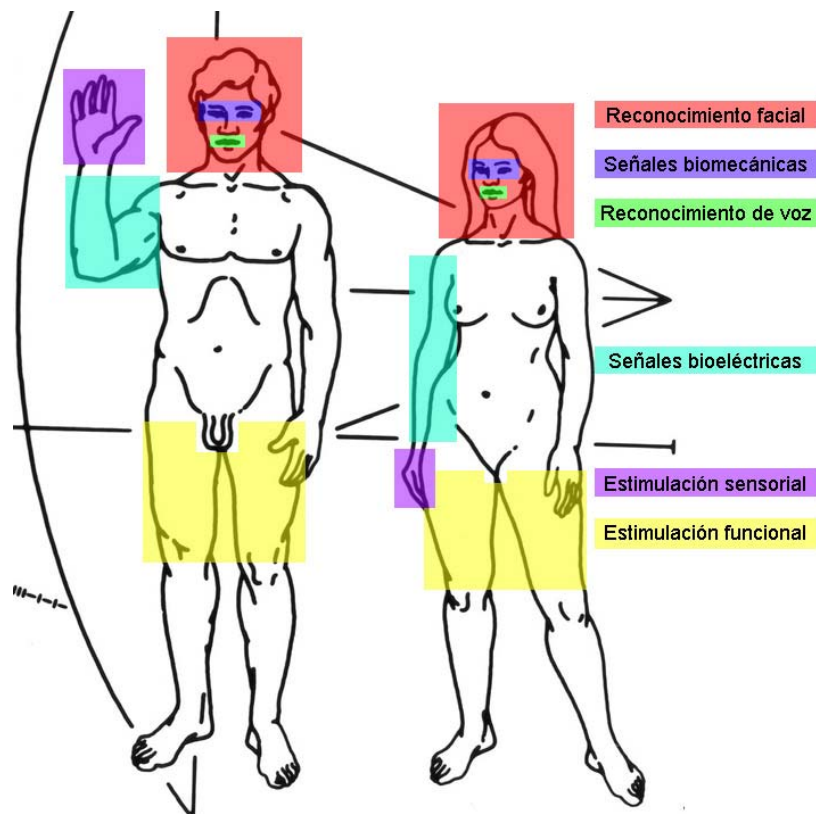


Figura 3-1: Siluetas humanas, masculina y femenina, con la señalización de las diferentes interfaces que se pretenden desarrollar. Adaptación de una parte de la figura grabada en la placa del Pioneer X.

Todas estas interfaces se han diseñado en un marco metodológico común, y para conseguir las máximas prestaciones y flexibilidad, se han realizado diseños fácilmente intercambiables utilizando una filosofía común de trabajo. De esta manera, con diferentes interfaces conectadas a un mismo dispositivo se pretende conseguir que, éste último, tenga una misma respuesta. Adicionalmente, se quiere conseguir el efecto contrario, que diferentes sistemas puedan tener como entrada diversas interfaces, de manera que éstas puedan ser adaptadas a las diferentes necesidades de los usuarios.

Con esta filosofía, se han implementado y desarrollado diferentes interfaces aferentes que permiten interacciones de un usuario con el medio que le rodea y los dispositivos presentes en él. Para ello, se han realizado estudios de las diferentes interfaces que se podrían implementar y

el principio de funcionamiento de todas ellas. En el *Capítulo 1: Introducción* se ha realizado una revisión de trabajos que versan sobre diferentes formas de controlar dispositivos, que se han analizado detenidamente en el apartado 3.2, y finalmente, se ha elegido implementar varias de ellas en función de las capacidades que pretendan conseguirse, tomando como base el estudio presentado. Son numerosos los objetivos que se persiguen con la implementación de este tipo de interfaces. Se pueden conseguir sistemas capaces de monitorizar y registrar señales bioeléctricas de un sujeto con las que se podrían detectar enfermedades o anomalías en su organismo. Las mismas señales captadas u otras de diferente naturaleza permitirían realizar un control de dispositivos externos de propósito general o específico, que, en condiciones normales, un determinado usuario no podría utilizar. Además, en caso de utilizarse debidamente, las interfaces aferentes podrían utilizarse en procesos de entrenamiento muscular, de rehabilitación de pacientes con determinadas lesiones o, simplemente, de evaluación o diagnóstico del posible alcance de una determinada lesión. Por último, y teniéndolo siempre presente, estas interfaces pueden tener un objetivo lúdico y de entretenimiento por si mismo o como medio para facilitar tareas que, habitualmente, resultan imposibles o muy difíciles de realizar sin ayuda técnica.

En este apartado, se presentarán brevemente las interfaces desarrolladas, su funcionalidad principal y en el siguiente, apartado 3.4, los diferentes sistemas completos TR en los que se han integrado para conseguir un completo funcionamiento.

### 3.3.1 Interfaz aferente: señales bioeléctricas

Tal y como se ha señalado, una de las interfaces implementadas está orientada a la adquisición de señales bioeléctricas del organismo, fundamentalmente, biopotenciales. Esta interfaz construida, basada en el conocimiento previo del grupo de investigación, incorpora un diseño novedoso y permite su utilización con un amplio conjunto de señales bioeléctricas de diferente naturaleza. Aunque en la figura 3-1 se ha señalado en el brazo derecho de las siluetas humanas, la interfaz puede utilizarse con diferentes biopotenciales (ECG, EMG, EEG, EOG...) y, para el caso concreto del biopotencial EMG, en cualquier músculo.

La interfaz está compuesta de una interconexión en cascada de etapas con distintas funcionalidades, algunas de ellas presentando importantes avances sobre el estado de la técnica, que permiten, finalmente, la obtención de las señales de interés debidamente amplificadas y acondicionadas. El equipo final desarrollado, figura 3-2, tiene un diseño compacto y muy flexible, es portátil, cumple los requisitos de seguridad de la instrumentación biomédica y presenta un diseño electrónico novedoso.



Figura 3-2: Interfaz aferente de adquisición de señales bioeléctricas.



Una muestra de la flexibilidad del equipo es que se ha incluido un sistema de cambio de ganancia y frecuencia de corte paso-alto, de forma que en el mismo equipo se puedan conseguir diferentes valores discretos para estos dos parámetros de interés. El sistema completo es capaz de proporcionar una alta impedancia de entrada, un alto nivel de ganancia (de hasta  $10^5$ ), una baja frecuencia de corte paso-alto (desde 0,016 Hz) y una frecuencia paso-bajo adecuada para obtener toda la información de interés (2,5 kHz). El equipo utiliza alimentación unipolar DC (15 voltios) y permite funcionamiento con baterías (sistema de gestión de carga incluido), posibilita incluir electrodos activos o pasivos de manera transparente al usuario, presenta indicadores de función luminosos, configuración remota y, aunque es compatible con otras conexiones hasta el procesador, se presenta con conexión USB.

### 3.3.2 Interfaz aferente: señales biomecánicas

La interfaz aferente de adquisición de señales biomecánicas consiste en un dispositivo para la captación de movimientos corporales voluntarios no basado en la utilización de señales bioeléctricas. Este tipo de señales, aunque pueden ser utilizadas por cualquier persona, son de especial interés en TR, primordialmente para casos de discapacidad motora severa en los que se podría utilizar una determinada capacidad de realizar movimientos remanentes, que tendrían como consecuencia una señal biomecánica.

Orientando la interfaz a casos de discapacidad motora severa, se ha decidido utilizar los movimientos remanentes de guiñado de ambos ojos. Estos movimientos se caracterizan por ser movimientos musculares voluntarios que producen una determinada respuesta mecánica en la cara del paciente. Concretamente, resulta de interés para la interfaz el movimiento originado en el lateral del ojo debido al movimiento del músculo orbicular, *orbicularis oculi*. Además, una de las mayores ventajas que poseen las señales biomecánicas localizadas en esta zona, es que pueden considerarse capacidad remanente en casi todos los casos de discapacidad motora grave.

Para la detección de este tipo de señales se han diseñado y construido diferentes interfaces figura 3-3 con distintos principios de funcionamiento. Estos dispositivos permiten recoger información biomecánica, relativa al movimiento muscular, en la superficie de la piel de la cara cuando se realiza un guiño.

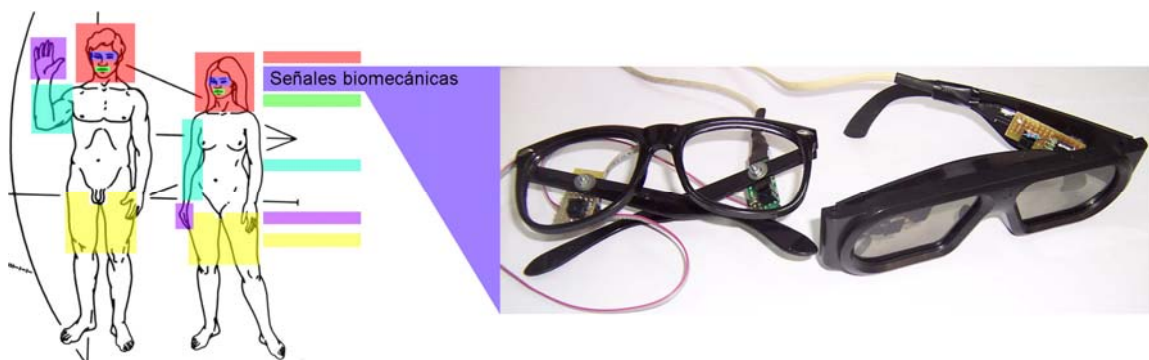


Figura 3-3: Interfaz aferente de captación de señales biomecánicas, concretamente, guiños de los ojos.

Se han implementado tres tipos de interfaces de detección de señales biomecánicas distintas: sensores de reflexión de luz, detección de patrones y sensores de vibración. Estos sensores requieren de un algoritmo de procesado específico, para cada uno de ellos, que ha sido incluido en un microcontrolador. El hecho de utilizar, simplemente, unos sensores y un

microcontrolador consigue que la interfaz tenga un consumo muy reducido y sea apto su uso portable con baterías.

La interfaz completa de detección de señales biomecánicas, sensores y microcontrolador, presenta un tamaño reducido, un diseño compacto, es cómoda para el usuario, permite realizar otras acciones simultáneamente, es muy fiable, una correcta codificación de guiños permite incluir un número de órdenes elevado y el coste total es muy reducido.

### 3.3.3 Interfaz aferente: reconocimiento facial

El reconocimiento de imágenes, en este caso de gestos faciales, también es una estrategia utilizada comúnmente como interfaz aferente. En este caso, se ha implementado una aplicación de reconocimiento facial para la detección del movimiento de la cara de un sujeto, figura 3-4.



Figura 3-4: Interfaz aferente de reconocimiento facial.

La aplicación software se debe instalar en un ordenador personal y utiliza una cámara para conseguir monitorizar una región de interés de la cara del usuario. Una vez definida esta región de interés, se detectarán las posibles órdenes en función de su movimiento en la imagen captada por la cámara.

La ventaja principal de este dispositivo es la adaptación que presenta al usuario, permitiéndose de manera sencilla su aplicación en diferentes usuarios. Además, tiene la bondad de no tener que incluir ni colocar nada en el sujeto usuario. Por el contrario, presenta una amplia serie de desventajas: se pueden codificar relativamente pocas órdenes, requiere un alto coste computacional, no es cómoda para el usuario que no puede realizar libremente movimientos con la cabeza mientras utiliza la interfaz y puede tener serios problemas de fiabilidad. Por lo tanto, con este tipo de interfaces es difícil realizar actividades habituales en paralelo como hablar con otra persona u observar el entorno.

### 3.3.4 Interfaz aferente: reconocimiento de voz

El reconocimiento de voz es una herramienta ampliamente desarrollada en los últimos años. En principio, desde el punto de vista del grupo de investigación donde se ha desarrollado esta Tesis Doctoral, este tipo de interfaz aferente presenta una serie de inconvenientes, pero en algunas aplicaciones puede resultar muy útil e imponerse como el único método posible de interfaz para algunos sistemas.

En la Tesis Doctoral se ha implementado una interfaz de reconocimiento de voz, figura 3-5, que permite reconocer e interpretar un número finito de órdenes; estas órdenes pueden traducirse a otro formato con ayuda de una interfaz eferente adicional. Este dispositivo es especialmente útil en aplicaciones de sustitución sensorial, donde un sujeto con deficiencias en un determinado sentido, interfaz aferente biológica, debe ser capaz de reconocer información de ese sentido mediante otro. Por ejemplo, una persona con deficiencias auditivas no puede oír cuando se le habla pero, si se realiza una traducción de la información auditiva a información táctil podrá sentirla sin inconvenientes gracias a un estímulo sobre la piel.

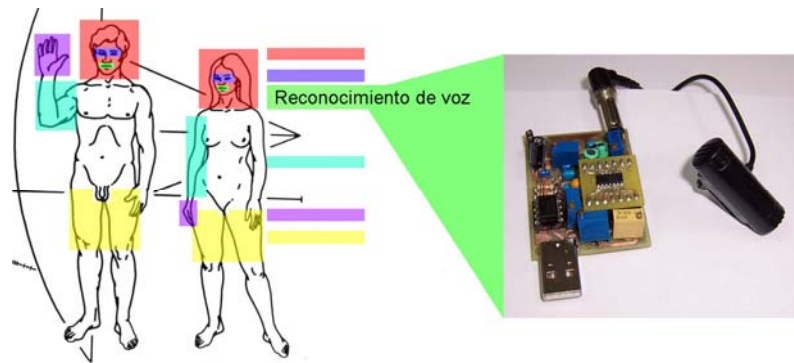


Figura 3-5: Interfaz aferente de reconocimiento de voz.

Por lo tanto, si se quiere conseguir una interfaz aferente de sustitución sensorial para personas con deficiencias auditivas severas o cófosis, no susceptibles de ser resueltas con implantes cocleares, lo más indicado será utilizar un sistema de reconocimiento de voz. Además, estas interfaces aferentes abren la vía de poder comprender lenguas extranjeras si se reconocen comandos en otros idiomas.

En este caso, la interfaz esta compuesta por una parte hardware de acondicionamiento de la señal captada por un micrófono y una aplicación software que debe ejecutarse en un ordenador con conexión a Internet.

Los sistemas de reconocimiento de voz presentan una gran riqueza en cuanto a la cantidad de órdenes que son capaces de codificar, un bajo coste, un alto grado de adaptación a los usuarios y a sus capacidades remanentes y una fiabilidad aceptable. Por el contrario, estos sistemas tienen un coste de procesamiento más alto que otras interfaces y son muy incómodos porque ni el usuario ni los interlocutores de éste pueden hablar con libertad de un modo natural mientras el sistema esté activo.

### 3.3.5 Interfaz eferente: estimulación funcional

Centrando la atención en los interfaces desarrollados denominados eferentes, es decir, que producen señales y las llevan hacia el exterior para estimular diversos sistemas orgánicos, se ha implementado un dispositivo completo de estimulación funcional, concretamente electroestimulación funcional (FES), figura 3-6.

La Estimulación Eléctrica Funcional (FES, del inglés *Functional Electrical Stimulation*), es una técnica para entrenar, rehabilitar zonas musculares y/o reemplazar una actividad muscular perdida, sustitución funcional protésica. Este hecho hace que muchas veces se encuentre referida como electro estimulación neuromuscular (NMES, del inglés *Neuromuscular Electrical Stimulation*).



Figura 3-6: Interfaz eferente de electroestimulación funcional (FES).

La FES surge como alternativa para lograr un control muscular que permita restaurar en el paciente parte de la funcionalidad perdida. Esta técnica está basada en la aplicación de estímulos eléctricos en el tejido corporal, de forma que estos pulsos eléctricos exciten el músculo directamente o el nervio periférico induciendo los potenciales de acción que a su vez produzcan la contracción del músculo. Actualmente, la FES se utiliza en un gran número de procesos desde el tratamiento de alteraciones del sistema cardiaco hasta el control de la vejiga pasando por tratamientos para la reducción de la espasticidad o el tratamiento de enfermedades mentales como el Alzheimer.

Como ya se ha indicado, la electroestimulación eléctrica se lleva a cabo mediante secuencias de pulsos eléctricos definidos por diferentes parámetros, figura 3-7:

- Forma de pulsos: cuadrados, triangulares, sinusoidales, etc.
- Polaridad de los pulsos: monofásicos, bifásicos, etc.
- Amplitud o intensidad de los pulsos (A).
- Frecuencia o tasa de repetición de los pulsos (IP).
- Duración del pulso (AP).
- Duración del tren de pulsos (DTP).
- Periodo del tren de pulsos (PTP).

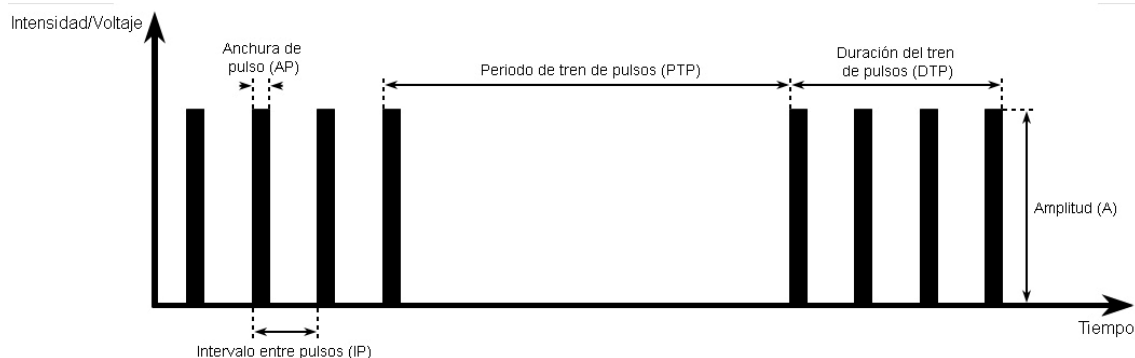


Figura 3-7: Parámetros fundamentales de las secuencias eléctricas aplicadas en FES.

Los pulsos eléctricos empleado en FES pueden ser tanto de corriente como de tensión. En el caso de los electroestimuladores de tensión, se mantiene una tensión constante independientemente de los cambios que puedan producirse en la resistencia del tejido muscular. Para los estimuladores de corriente se consiguen pulsos de corriente constante. La principal diferencia entre los dos tipos de estimuladores se hace patente cuando se produce un mal contacto entre el electrodo y la piel, para los estimuladores de corriente una reducción de la superficie de contacto del electrodo puede producir quemaduras, debido al aumento local de la

densidad de corriente, mientras que en los de tensión, este mismo efecto, produce una pérdida de la excitación ya que la resistencia aumenta debido al mal contacto y ocasiona una disminución de la corriente inyectada.

En lo que respecta a la amplitud del estímulo, el momento de fuerza producido en las articulaciones no es linealmente proporcional, debido, fundamentalmente, a que todas las fibras nerviosas no responden igual al mismo estímulo. Además, en los procesos de electroestimulación aparecen dependencias con la posición de los electrodos, un umbral de estimulación (intensidad a partir de la que comienza a producirse contracción muscular) y un punto de saturación (intensidad en la que la fuerza de contracción de las fibras deja de aumentar).

El efecto de la frecuencia de estimulación también es muy importante ya que un pulso aislado provoca una contracción muscular inferior a 0,2 segundos y, por lo tanto, para conseguir una contracción muscular es necesario utilizar una frecuencia superior a 10 pulsos por segundo que evita que se produzca relajación muscular entre pulsos. La frecuencia a partir de la cual se produce una contracción constante se denomina frecuencia de fusión y es dependiente del músculo de interés. Nuevamente, se presenta una frecuencia umbral y otra de saturación. Además, hay que tener en cuenta que la fatiga muscular se hace más pronunciada a medida que aumenta la frecuencia y, siempre es mayor que en una contracción voluntaria. La causa es que mediante la estimulación eléctrica se estimulan siempre las mismas fibras nerviosas, mientras que en un músculo sano el trabajo se reparte entre las diferentes unidades motoras del mismo músculo. Normalmente se utilizan valores de frecuencia entre 20 y 40 hercios.

Otro de los parámetros de interés, la duración de los pulsos, nuevamente, presenta un nivel de umbral y otro de saturación, con respuesta lineal entre ambos. Por encima del valor de saturación, el músculo alcanza un estado de tetanización y los incrementos en la duración de los pulsos no producen mejoras en el nivel de contracción. Asimismo, la duración de los pulsos está relacionada con la fatiga muscular y la aparición de quemaduras en la piel. Generalmente, se limita la anchura de los pulsos en un rango comprendido entre 100 y 500  $\mu$ s.

Por lo tanto, la estimulación funcional de un determinado músculo se consigue mediante un tren de pulsos de unas características concretas para la amplitud, frecuencia y anchura de pulso. La respuesta a esta estimulación del músculo se caracteriza por cuatro retardos:

- Retardo de activación: desde que comienza la estimulación hasta que se produce una respuesta muscular.
- Retardo de subida: tiempo necesario hasta que el valor del momento de torsión ocasionado se estabiliza en un valor constante.
- Retardo de desactivación: tiempo transcurrido desde la inyección del último pulso hasta que comienza a hacerse visible el descenso en el momento originado.
- Retardo de bajada: desde que el momento de torsión comienza a decrecer hasta que alcanza un valor nulo.

Los patrones de electroestimulación pretenden conseguir procesos de marcha en personas con determinadas discapacidades. Por lo tanto, para definir un patrón de señales FES deben estudiarse procesos biomecánicos de la marcha humana, los parámetros de las señales y los resultados obtenidos en pacientes para distintas secuencias de electroestimulación. Concretamente, uno de los patrones más conocidos es el patrón de Graupe, [251]. Los patrones de estimulación seguidos por Graupe parten del análisis de un modelo lo más sencillo posible. Se pretende determinar patrones de estimulación que logren de una manera elemental activar los miembros dañados. Una vez generados estos patrones, se inicia un proceso de personalización

de los mismos con el fin de ajustarlos a las necesidades específicas de cada paciente. En la tabla 3-2 se recogen los valores por defecto de los parámetros principales de las señales de FES ajustadas al modelo de Graupe. El paciente utilizará electrodos superficiales evitando someterse a una operación quirúrgica para conseguir un correcto funcionamiento. Los requisitos eléctricos son fácilmente reproducibles, pulsos monofásicos con una frecuencia IP baja, aunque los voltajes necesarios para producir electroestimulación deben ser suficientemente elevados.

Parámetro	Valor por defecto
Número de canales	4 (sendos cuádriceps y nervios peroneos) ó 6
Tipo de pulsos	Monofásicos
Electrodos	Superficiales
IP	25 Hz
AP	150 $\mu$ s
Modulación de la tensión	73 -149 V (valores de pico)

Tabla 3-2: Valores por defecto de los principales parámetros de FES según Graupe.

Volviendo a la interfaz de estimulación funcional FES desarrollada, el objetivo principal perseguido con el sistema completo es conseguir la bipedestación de un usuario, es decir, conseguir que un sujeto con una discapacidad motora pueda levantarse y sentarse de forma autónoma. Pero, adicionalmente, se han incluido diferentes funcionalidades rehabilitadoras de lesiones y programas específicos para mejorar aspectos del organismo como, por ejemplo, la circulación sanguínea.

Las ventajas que presenta este dispositivo son la modularidad con la que ha sido construido, las medidas de seguridad incluidas, portabilidad del equipo, diseño compacto y robusto, la facilidad para implementar diferentes programas y la interfaz de usuario intuitiva.

### 3.3.6 Interfaz eferente: estimulación sensorial

En un principio, se estudió la posibilidad de emplear algunos patrones especiales de señales eléctricas, de menor amplitud que el FES, para conseguir una estimulación artificial de los sentidos humanos, electroestimulación sensorial, pero se comprobó la enorme dificultad de alcanzar tal objetivo. La bibliografía científica no recogía ningún sistema no invasivo que pudiese conseguir resultados aceptables. Únicamente el uso de sistemas altamente invasivos como los implantes cocleares, los realizados sobre la retina o la corteza cerebral han conseguido la estimulación eficaz de sensaciones auditivas y visuales partiendo de señales eléctricas.

Por ello, se decidió cambiar de enfoque para conseguir sistemas útiles en TR que no implicaran procedimientos quirúrgicos, sin perder su utilidad. Siguiendo esta nueva estrategia se desarrollaron sistemas de estimulación sensorial basados en la estimulación de los receptores naturales del ser vivo con las señales que le son propias. El nuevo objetivo era, por lo tanto, conseguir una sustitución sensorial, para suplir un sentido (olfato, vista, oído o tacto) que ha sido perdido por el paciente, por otro sustitutivo del cual el individuo poseyera una respuesta satisfactoria.

Finalmente, se decidió utilizar estimulación sensorial táctil mecánica. La interfaz eferente de estimulación sensorial está basada en movimientos mecánicos de vibración que provocan estímulos fácilmente discernibles en diferentes zonas de la piel, concretamente en los dedos de la mano, e incluye, adicionalmente, estimulación visual basada en destellos luminosos de diferentes colores, figura 3-8. Este dispositivo es en consecuencia una interfaz eferente de estimulación visual y táctil.

Con este tipo de interfaces eferentes se puede conseguir una realimentación del entorno a partir de determinados estímulos captados por una interfaz aferente electrónica. Esto es de especial interés en los sistemas de sustitución sensorial comentados ya que una interfaz aferente puede captar información del entorno de una determinada naturaleza, el sistema la traduce y la interfaz eferente estimula al usuario para transmitirle la información sustitutiva conveniente. Adicionalmente, puede ser útil en otros procesos de rehabilitación o en situaciones donde se requiere avisar de una interrupción a un sujeto mientras realiza otra actividad.

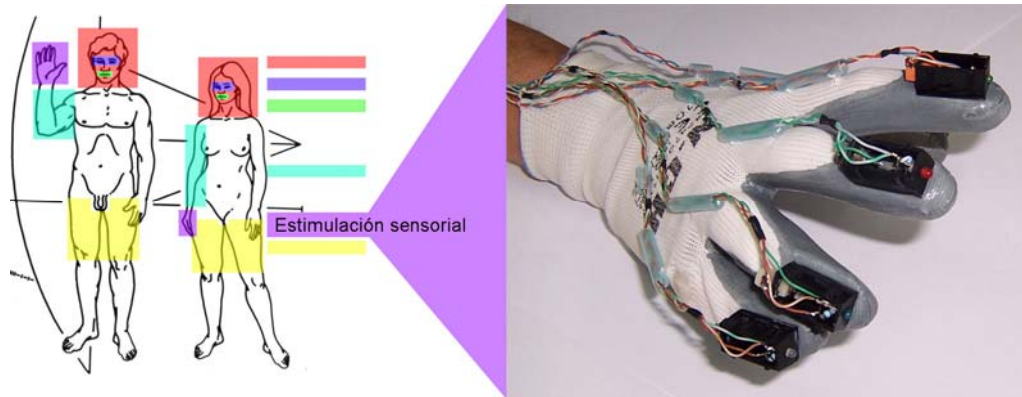


Figura 3-8: Interfaz eferente de estimulación sensorial visual y táctil.

La interfaz eferente desarrollada presenta una elevada comodidad ya que se adapta a la mano del usuario, permite una completa movilidad y prensilidad, el uso de varios estimuladores permite una gran cantidad de órdenes a codificar y está adaptada a la discapacidad apta para personas con cefosis, o incluso con cefosis y ceguera simultáneamente.

### 3.4 Desarrollos prácticos: sistemas completos TR

En este apartado se presentarán los sistemas completos TR implementados a partir de las interfaces, aferentes y eferentes, presentadas anteriormente. Se han implementado sistemas con fines diferenciados pero un funcionamiento íntegro para la realización de diferentes tareas específicas. En primer lugar, la interfaz aferente de señales bioeléctricas se ha integrado en la plataforma UVa-NTS para entrenamiento neuromuscular.

La interfaz aferente de adquisición de señales biomecánicas se ha incorporado en diferentes sistemas. De esta forma, se ha desarrollado un sistema de movilidad basado en una silla de ruedas comercial partiendo del control de la interfaz de señales biomecánicas. Adicionalmente, se ha implementado un sistema de vigilancia y telepresencia para discapacitados motores severos. Finalmente, un sistema de comunicación aumentativa permite conseguir el control de un ordenador, incorporando, además, herramientas específicas de utilidad para la población de discapacitados.

Para finalizar el apartado, se presenta un sistema de sustitución sensorial creado a partir de la combinación directa de la interfaz aferente de reconocimiento de voz y la interfaz eferente de estimulación sensorial.

#### 3.4.1 La plataforma UVa-NTS. Integración interfaz aferente de señales bioeléctricas

La interfaz aferente de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas ha sido integrada completamente en la plataforma software de entrenamiento neuromuscular

desarrollada previamente en el grupo de investigación, plataforma UVa-NTS. Esta plataforma implementa diferentes herramientas software que permiten a un paciente con ciertas disfunciones conseguir un entrenamiento o una evaluación objetiva de las mismas. Actualmente, esta plataforma se encuentra en fase de crecimiento e incorpora dos juegos para entrenamiento neuromuscular, un entrenador de prótesis superiores y un visualizador de biopotenciales.

La figura 3-9 presenta la plataforma UVa-NTS completa utilizando la interfaz aferente desarrollada en este trabajo. De esta manera, se muestra tanto la parte hardware como la parte software instalada en un ordenador portátil.



Figura 3-9: Plataforma UVa-NTS completa utilizando la interfaz aferente de señales bioeléctricas presentada.

### 3.4.2 Sistema de movilidad

La interfaz aferente de captación de señales biomecánicas ha sido incluida en un sistema completo de movilidad para personas con una discapacidad motora severa. De esta manera, un sujeto con una discapacidad muy alta puede controlar una silla de ruedas eléctrica comercial utilizando la capacidad remanente de guiñado de los ojos.

El prototipo final, figura 3-10, es totalmente funcional y permite una amplia gama de movimientos y funcionalidades de desplazamiento para el discapacitado. El sistema de movilidad desarrollado es un sistema completo, adaptado a la discapacidad, robusto, con medidas de seguridad, fácilmente manejable, basado en sillas de ruedas comerciales y de bajo coste. El sistema es completo ya que incorpora todos los dispositivos necesarios para su correcto funcionamiento y funciona aprovechando las baterías de la silla de ruedas sobre la que está construido. Está adaptado a la discapacidad, utiliza una interfaz aferente especialmente desarrollada para casos de discapacidad motora severa. Se han incluido medidas de seguridad con detectores de choque y, además, la silla de ruedas se para si detecta el acto reflejo de cerrar los ojos ante cualquier peligro. Aprovechando los detectores de choque se han incluido una serie de opciones de guiado asistido, que pueden ser activadas por el usuario. Estas opciones pueden combinarse con las órdenes básicas de movimiento: avanzar, retroceder, giro a ambos lados



estático y dinámico y parar. Al utilizar un método mecánico de movimiento del *joystick* de la silla de ruedas, que es el método comercial universal de manejo, la adaptación realizada adquiere un carácter universal para el sistema de movilidad adaptado presentado. Adicionalmente, el sistema presenta un coste de procesado muy bajo, basado en microcontroladores.



Figura 3-10: Sistema de movilidad, controlado por guiños, basado en una silla de ruedas comercial.

Para finalizar, el hecho de no incluir complejos sistemas de interfaz y procesado hacen que el sistema de movilidad sea asequible económicamente para los potenciales usuarios, siendo la propia silla de ruedas la parte más cara de todo el sistema.

### 3.4.3 Sistema de vigilancia y telepresencia

Al igual que el sistema anterior, utilizando la interfaz aferente de captación de señales biomecánicas se ha diseñado e implementado un sistema de vigilancia y telepresencia, basado en un robot móvil con una cámara inalámbrica incorporada, figura 3-11.

En primer lugar, el sistema permite a un usuario con un alto grado de discapacidad y que no puede moverse realizar tareas de vigilancia en las dependencias de su hogar sin moverse de su posición. De esta manera, el usuario controlaría con la interfaz adaptada aferente y una de sus capacidades remanentes el movimiento del robot por las diferentes habitaciones de su hogar y visualizaría en tiempo real lo que sucede en un ordenador personal situado a su alcance. Esta herramienta por extraño que parezca puede resultar especialmente útil cuando la persona con discapacidad debe permanecer sola en su hogar durante un periodo de tiempo, en el que puede oír algún ruido, oler algo o, simplemente, echar de menos algún objeto, y no puede hacer nada. Con este sistema de vigilancia, podría moverse virtualmente por su hogar comprobando el correcto orden de todas las dependencias u objetos de éste.

En segundo lugar, un cuidador puede acceder y manejar el mismo robot de vigilancia, visualizando de manera remota las dependencias de un determinado edificio. Para ello se ha implementado una herramienta *web* que permite el envío de información de movimiento al robot y la recepción de las imágenes de la cámara vía Internet. Nuevamente, este sistema será de especial interés para aquellos cuidadores o familiares de personas con una discapacidad motora severa que pueden comprobar su estado en tiempo real desde una ubicación remota. Asimismo, el sistema de telepresencia puede ser utilizado en otras muchas aplicaciones de vigilancia remota.

Como ya se ha comentado, el sistema desarrollado permite su uso por parte del paciente inmovilizado y por parte del cuidador que actúa remotamente. Para ello es necesario otorgar una prioridad de control simultáneo que, en este caso de aplicación de telepresencia, ha sido concedida al cuidador.



Figura 3-11: Sistema de vigilancia, controlado por guiños, implementado en un robot inalámbrico.

Nuevamente, este sistema es completo, fiable, robusto, con un bajo coste computacional, de bajo coste económico, fácilmente manejable (tanto utilizando la interfaz aferente adaptada como la aplicación *web*) y, adaptado y dirigido a personas con una discapacidad motora severa, así como a sus cuidadores.

### 3.4.4 Sistema de comunicación aumentativa

Se presenta un sistema de comunicación aumentativa que permitirá a usuarios con un alto grado de discapacidad tener acceso a cualquier ordenador personal utilizando una interfaz aferente adaptada, en este caso de captación de señales biomecánicas, figura 3-12.

De esta manera, se permite a un paciente el uso de un ratón o un teclado virtual que mediante una interfaz adaptada a sus posibilidades permite una interacción con el ordenador y, por lo tanto, con todo el mundo. El objetivo de este tipo de sistemas es mejorar la calidad de vida y la interacción con el mundo exterior.

Adicionalmente y para mejorar las prestaciones, se han incluido otras funcionalidad como una base de datos que permite guardar información de los usuarios, una herramienta de entrenamiento en el manejo de sillas de ruedas adaptadas y se permite incluir y definir tareas de control domótico.

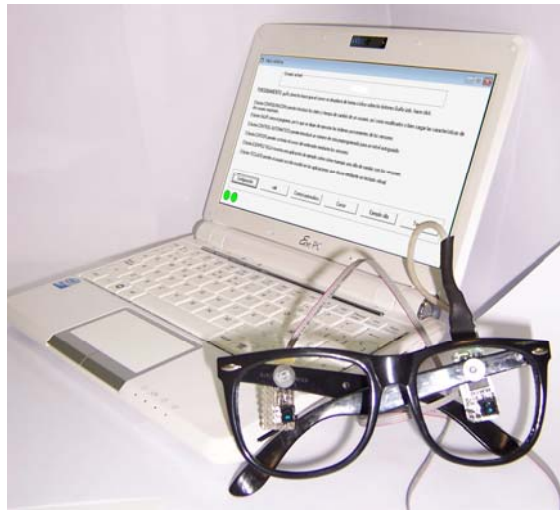


Figura 3-12: Sistema de comunicación aumentativa.

### 3.4.5 Sistema de sustitución sensorial

Este sistema constituye un transductor de información para personas con deficiencias auditivas severas, cófosis o cófosis y ceguera. Está implementado como combinación directa de la interfaz aferente de reconocimiento de voz y la interfaz eferente de estimulación sensorial visual y táctil, figura 3-13. Adicionalmente a estas dos interfaces, se ha diseñado un enlace inalámbrico entre ellas para facilitar el movimiento del usuario de la interfaz eferente y evitar que éste tenga dificultad y limitación de movimientos debido a enlaces mediante cable.

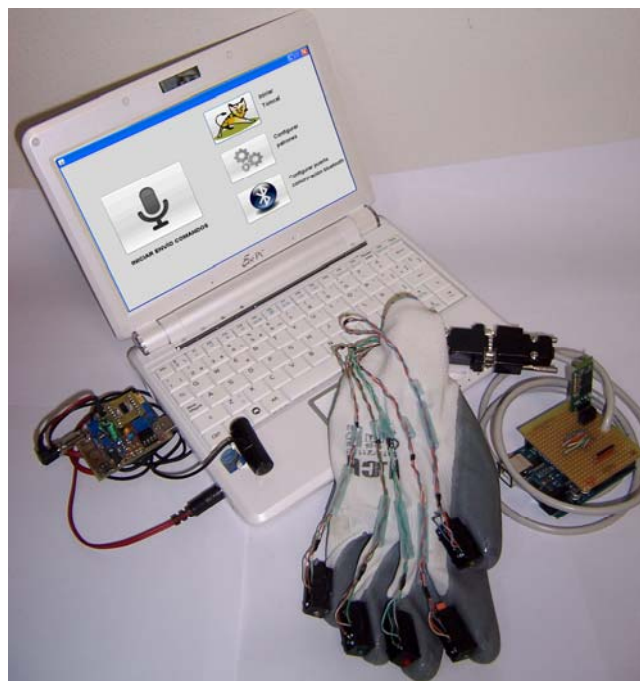


Figura 3-13: Sistema de sustitución sensorial: interfaz aferente de reconocimiento de voz e interfaz eferente de estimulación sensorial.

El sistema de sustitución sensorial, por lo tanto, es un sistema muy simplificado que detectará una lista de comandos previamente definida, que puede ser tan extensa como se deseé, y las traducirá a estímulos táctiles y visuales, concretamente, en diferentes patrones que el usuario sea capaz de discernir. Este hecho hace que la limitación de órdenes posibles en el sistema quede limitada por la cantidad de patrones de estimulación que es capaz de detectar con precisión el usuario, aunque la habilidad en este sentido es mejorable tras un cierto entrenamiento.

Se conseguirá de esta forma un sistema fiable, robusto, cómodo, rico en cantidad de información posible a codificar, fácilmente adaptable a diferentes usuarios, con un procesado muy rápido permitiendo una aplicación casi en tiempo real, utilizando las capacidades remanentes de los usuarios con deficiencias en algunos sentidos y con un coste económico realmente bajo.

### **3.5 Conclusiones**

En este capítulo se ha expuesto la filosofía de esta Tesis, que pretende conseguir la definición de una metodología y de un conjunto de criterios a seguir para el desarrollo, tanto de sistemas TR completos, como de sus necesarias interfaces humano-máquina.

Inicialmente se han introducido una serie de consideraciones referentes a la generalidad del enfoque propuesto, basado en la consideración del cuerpo humano como un conjunto de sistemas sobre los cuales se puede actuar con las técnicas de las Tecnologías de Rehabilitación (TR). Después, se han enumerado los pasos necesarios a seguir para la concepción y construcción de sistemas útiles y eficaces en TR. Finalmente, se han introducido, a modo de ejemplos un conjunto amplio de desarrollos prácticos innovadores en los que el autor ha trabajado durante la realización de la Tesis Doctoral. Estos sistemas serán explicados con mayor detalle en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*.

## **Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados**

En este capítulo, se presentarán todos los sistemas orientados a las Tecnologías de Rehabilitación (TR), las interfaces, dispositivos de procesado y actuadores, que se han implementado durante la Tesis Doctoral, así como las diferentes interconexiones que se realizan entre ellos.

Cabe la pena destacar, aunque ya se ha explicado ampliamente, que se han realizado diferentes interfaces tanto aferentes, para la captación de las señales de interés, como eferentes, para obtener un estímulo o realimentación del sistema global desarrollado. Por lo tanto, en primer lugar, se describirán de forma independiente las diferentes interfaces presentadas para la interacción con sistemas de propósito general o específico según corresponda. Que pueden ser utilizadas, adicionalmente, para tareas de evaluación y rehabilitación de lesiones, ayuda al diagnóstico, entrenamiento muscular o meras tareas de entretenimiento. Posteriormente, se centrará el estudio en el otro tipo de interfaces presentadas anteriormente, denominadas eferentes: estimulación funcional basada en FES y estimulación sensorial. El objetivo principal del dispositivo de electroestimulación funcional es la bipedestación, conseguir que un sujeto con una discapacidad motora elevada pueda levantarse, mantenerse de pie y sentarse de forma autónoma. Además, se incluirán funcionalidades FES con otros objetivos rehabilitadores, por ejemplo, para mejorar el flujo sanguíneo en zonas afectadas por parálisis/hemiplejía y también tonificación de músculos. En lo que respecta a la estimulación sensorial, se han desarrollado interfaces eferentes para su uso en sistemas de sustitución sensorial para discapacitados con deficiencias sensoriales, de forma que, un determinado estímulo que el usuario no pueda percibir se transforme en otro que el usuario pueda identificar fácilmente. Estas interfaces de estimulación sensorial generan información visual y táctil.

Para conseguir una completa funcionalidad de todas las interfaces desarrolladas, y partiendo de ellas, se han diseñado diferentes sistemas de propósito general y específico, ya presentados en el capítulo anterior. En todos los casos, estos equipos estarán orientados a mejorar la calidad de vida de personas con alguna discapacidad motora o personas de avanzada edad dependientes. Todos los sistemas se han implementado con la filosofía de que pueden ser controlados por diferentes interfaces, es decir, todas las interfaces creadas pueden ser adaptadas a todos los desarrollos. Así, el sistema de movilidad, puede ser controlado por la interfaz de señales biomecánicas, captación de guiños, pero también por señales bioeléctricas obtenidas con el sistema de adquisición desarrollado, el reconocimiento de imágenes o de voz. De este modo, se consigue crear un conjunto de equipos muy completo donde mediante diferentes interfaces se permite a un usuario el control de distintos sistemas de propósito general o específico, de forma

transparente. Cabe la pena mencionar que los equipos finales presentados en este capítulo serán aplicaciones concretas de las interfaces desarrolladas, y bien es cierto que pueden adaptarse a nuevos dispositivos de propósito general o específico o, en algunos casos, como el electroestimulador funcional, la interfaz presenta aplicación directa en sí misma.

Tal y como se ha indicado, en este capítulo se explicarán en detalle cada una de las interfaces desarrolladas, tanto aferentes como eferentes, así como los sistemas completamente desarrollados y probados. Así pues, se expondrán detalladamente el principio de funcionamiento, el método de procesado y el sistema actuador completo.

## 4.1 Sistema flexible de adquisición de señales bioeléctricas

Un sistema de acondicionamiento y adquisición de señales bioeléctricas como el que se presentará en este apartado, figura 4-1, es una interfaz aferente y servirá, principalmente y tal como su nombre indica, para la obtención de señales procedentes del sistema neuromuscular. Con esta clase de dispositivo se puede registrar cualquier tipo de señal bioeléctrica presente en el cuerpo humano. En este caso, será de especial importancia el registro de biopotenciales, entre otros: electrocardiograma (ECG) y electromiograma (EMG) aunque el dispositivo implementado permitiría, incluso, su uso con señales de electroencefalograma (EEG).

Con estas señales adquiridas, y un procesado concreto, se pueden conseguir sistemas con diferentes objetivos y aplicaciones. Este tipo de dispositivos permiten: registro de señales, ayuda al diagnóstico de posibles anomalías o enfermedades de un sujeto determinado y realizar un seguimiento temporal de su evolución. El registro de señales, asimismo, permite a un paciente con una determinada lesión realizar tareas de rehabilitación por medio de diferentes herramientas que, también, pueden utilizarse para valoraciones del alcance de la lesión. Adicionalmente, tras un periodo de adaptación y combinado con sistemas actuadores, el sistema de adquisición puede ser utilizado para el control de dispositivos externos.



Figura 4-1: Aspecto final de la interfaz aferente de adquisición de señales bioeléctricas.

El sistema de adquisición de señales bioeléctricas desarrollado se presenta como diagrama de bloques en la figura 4-2. En la parte superior se presentan las etapas principales del equipo, mientras que en la parte inferior se encuentra el subsistema de digitalización y configuración (*ACQ System*). Este sistema se crea con el objetivo de recoger señales

bioeléctricas, biopotenciales, cuyas componentes de interés se sitúen entre unas frecuencias de 0 a 2,5 kHz. Además, se incluirá un sistema de configuración para adaptarlo a diferentes zonas corporales y a diferentes características físicas de los usuarios.

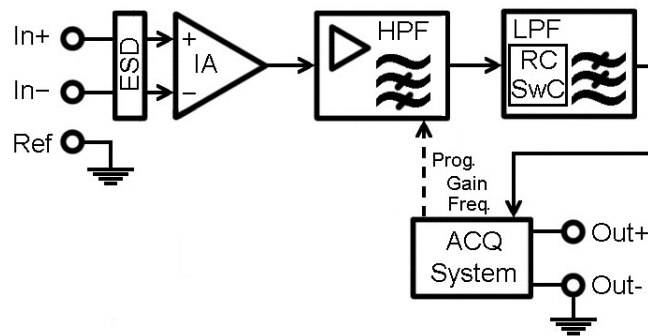


Figura 4-2: Diagrama de bloques del sistema flexible de adquisición de señales bioeléctricas.

Las etapas que componen el sistema y que se explicarán con detalle son:

- Electrodo. Será la parte del sistema que esté en contacto con el usuario. Se utilizarán dos electrodos para cada uno de los canales, con el fin de conseguir una medida diferencial, y uno tercero de referencia que puede ser común a varios canales. Se conectarán en las entradas del diagrama de la figura 4-2.
- Amplificador de instrumentación (IA, del inglés *Instrumentation Amplifier*). Otorgará una ganancia inicial, una alta impedancia de entrada y rechazará el modo común de las señales adquiridas. Además, en esta etapa, se incluirán dispositivos de supresión de voltaje en transitorios, ESD (del inglés *ElectroStatic Discharge*), para evitar daños en la electrónica.
- Filtro paso-alto (HPF, del inglés *High-Pass Filter*). Esta será la etapa del sistema en la que se ha trabajado más a fondo para conseguir un completo rechazo de la componente continua de la señal de entrada, una frecuencia de corte muy baja, un bajo nivel de *offset* a la salida y, además, conseguir que el sistema adquiera el nivel final de ganancia necesario. Para conseguir que el equipo sea flexible y adaptable se ha incluido un sistema de configuración que permite realizar cambios tanto en la frecuencia de corte como en la ganancia proporcionada.
- Filtro paso-bajo (LPF, del inglés *Low-Pass Filter*). La última etapa del sistema de adquisición está compuesta por dos filtros paso-bajo colocados en cascada. El primero de ellos es un filtro RC pasivo y el segundo un filtro de capacidades conmutadas (SwC, del inglés *Switched-Capacitor*). Estos dos filtros se encargan de acondicionar la señal para el sistema de digitalización que realizará una conversión analógica-digital. Las frecuencias de interés tendrán su límite en 2,5 kHz.

En este apartado se explicarán detalladamente cada una de las partes que componen este sistema, así como la arquitectura de cada una de las etapas y las dificultades solventadas para llegar al montaje del prototipo operativo.

#### 4.1.1 Amplificador de instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un conjunto de amplificadores operacionales interconectados entre sí de una manera particular, consiguiéndose de este modo un nuevo dispositivo con un alto rechazo al modo común y una alta impedancia de entrada, figura 4-3.

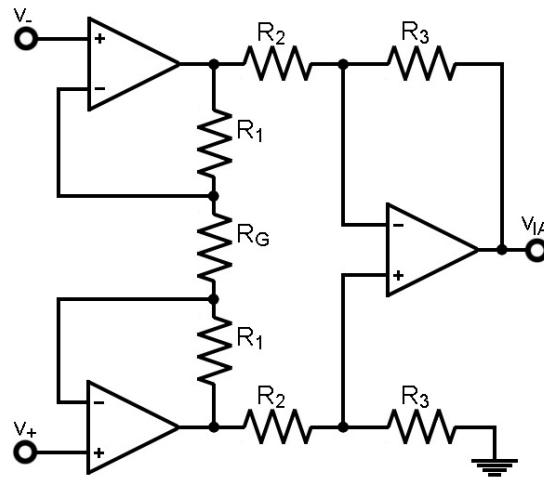


Figura 4-3: Amplificador de instrumentación construido a partir de tres amplificadores operacionales.

Resolviendo el circuito de la figura 4-3, el voltaje de salida se define como (4.1). La salida, por lo tanto, depende de la diferencia entre las señales de entrada. La ganancia,  $G_{IA}$ , viene determinada por la ecuación (4.2). Normalmente, si se utilizan circuitos integrados, todo el sistema queda incluido en un mismo chip, excepto la resistencia  $R_G$  que se utiliza externamente para el control de la ganancia.

$$v_{IA} = (v_+ - v_-) \left( 1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (4.1)$$

$$G_{IA} = \left( 1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (4.2)$$

El amplificador de instrumentación incluido en el sistema de adquisición desarrollado pretende, fundamentalmente, conseguir un alto rechazo al modo común (CMRR) de la señal de entrada, es decir, eliminar aquellas componentes frecuenciales de la señal captada por los electrodos que llegan a las dos entradas del IA con idénticas características de amplitud y fase. Por lo tanto, la señal de interés es el modo diferencial, es decir, la parte de la señal producida por un proceso biológico local que se recoge de forma diferente en cada uno de los electrodos conectados a la entrada y es lo que debe obtenerse a la salida de esta etapa. Como ya se indicó en la introducción de este apartado, adicionalmente, se quiere conseguir amplificar la señal de entrada en modo diferencial de manera que a la salida se obtenga una señal de la forma expresada en (4.3), dónde se ha definido  $G_{IA}$  según (4.2).

$$v_{IA} = G_{IA} (v_+ - v_-) \quad (4.3)$$

Para el desarrollo de esta etapa se ha elegido utilizar el circuito integrado INA114 de la casa *Burr-Brown*, [252], y definido en la primera página de las hojas de especificación como un amplificador de instrumentación de precisión. Adicionalmente, las características que hacen que este dispositivo sea el más adecuado para el desarrollo del sistema de adquisición son que presenta un bajo voltaje de continua a la salida, una baja corriente de polarización de entrada y un alto rechazo al modo común.

El diagrama de bloques del dispositivo INA114, figura 4-4, es idéntico al presentado anteriormente para un amplificador de instrumentación genérico, figura 4-3. Como puede apreciarse en la figura 4-4, es necesario completar el circuito del amplificador de



instrumentación utilizando una resistencia discreta externa que servirá para el ajuste de la ganancia de la etapa.

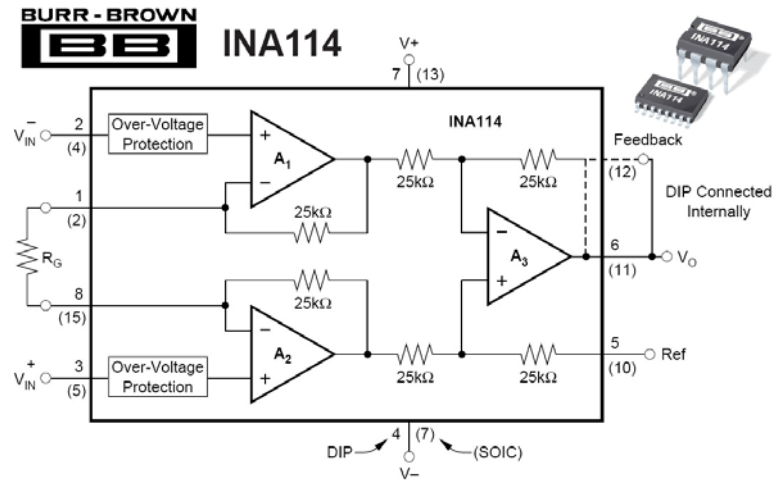


Figura 4-4: Diagrama de bloques del circuito integrado INA114, (extraído de [252]).

El ajuste de la ganancia en este circuito viene determinado por la resistencia  $R_G$  de la figura 4-4 y responde a la ecuación (4.4). En este caso, esta relación entre la ganancia,  $G$ , y la resistencia,  $R_G$ , sigue el comportamiento de la ecuación (4.2) particularizada para los valores de resistencias incluidos en el interior del dispositivo utilizado INA114.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (4.4)$$

Será necesario tener en cuenta diferentes aspectos de la respuesta del circuito integrado para algunos de los parámetros de interés, CMRR o respuesta en frecuencia, en función de la ganancia que se quiera conseguir, figura 4-5.

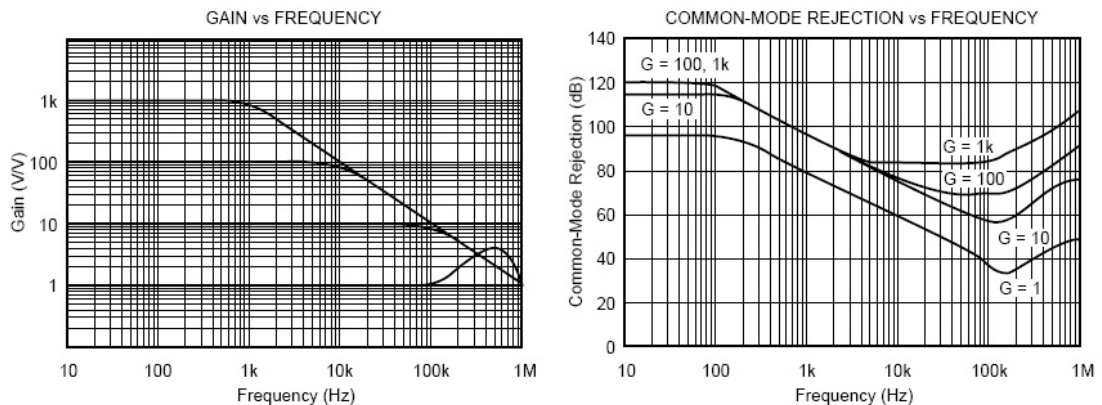


Figura 4-5: Gráficas de funcionamiento del INA114. Ganancia frente a frecuencia y rechazo al modo común frente a frecuencia con ganancia fija (extraído de [252]).

En las gráficas de la figura 4-5 se observa que la ganancia no puede ser muy reducida debido a que un valor pequeño perjudica seriamente al CMRR del circuito. Por otro lado, si se otorga un valor de ganancia elevado, conforme aumenta la frecuencia este valor se ve disminuido 20dB por década, lo que podría afectar al funcionamiento del equipo.

En el caso particular de la aplicación que aquí se expone, es deseable que no se produzcan variaciones en la ganancia hasta una frecuencia de 10 kHz, además de reducir la probabilidad de saturar la salida de esta primera etapa de amplificador por voltajes de continua indeseados a la salida. Por lo tanto, se ha optado por utilizar una ganancia de, aproximadamente, 50. Este valor

conseguirá que el equipo tenga una ganancia constante en el margen de interés y se consigue un rechazo al modo común para frecuencias bajas, entre ellas la interferencia de 50 Hz de la red eléctrica, de 120 dB. Aunque el valor CMRR se ve perjudicado conforme aumenta la frecuencia, en ningún caso se encuentra en valores inferiores a 60 dB.

Tras la introducción del dispositivo y los parámetros característicos del mismo, se presentará el circuito que se implementó, finalmente, en la placa impresa (PCB, del inglés, *Printed Circuit Board*). Se realizaron montajes utilizando tanto encapsulado DIP (del inglés, *Dual In-line Package*) como SOIC (del inglés, *Small-Outline Integrated Circuit*), con el objetivo de realizar una comparativa de ambos montajes para el sistema completo, consiguiendo unas prestaciones similares pero un mayor grado de integración en el caso SOIC, lo cuál puede ser beneficioso en aplicaciones concretas. El circuito implementado se recoge en la figura 4-6, en este caso, se muestra el montaje simplificado del dispositivo, representado como un amplificador operacional en el que se ha incluido la resistencia externa de ajuste de ganancia.

En la figura 4-6 se han incluido indicadas las patillas correspondientes al encapsulado DIP. La resistencia  $R_G$  utilizada presenta un valor de  $1\text{ k}\Omega$ , siguiendo la ecuación (4.4), se corresponde con una ganancia teórica de 51, aunque este valor puede diferir ligeramente debido a la tolerancia de los componentes discretos utilizados. En este caso, la resistencia  $R_G$ , único componente discreto, se ha utilizado con una tolerancia del 1%. A partir de este punto, se considerará que la etapa del amplificador de instrumentación otorga una ganancia diferencial de valor 50 al sistema que es, aproximadamente, el valor para el que se ha ajustado y realmente próximo a lo que se mide en los montajes reales realizados.

En el montaje se utiliza una alimentación de  $\pm 15$  voltios para evitar posibles problemas ocasionados por la saturación del sistema, puesto que con valores inferiores de este parámetro aumentará la probabilidad de riesgo de saturación y ésta se produciría durante intervalos más largos de tiempo originando, además de otros problemas relacionados, un aumento considerable del consumo del sistema. Utilizando valores inferiores de alimentación, en algunos casos, se podría llegar a perder la señal, debido a que al reducir el rango dinámico de la señal, la componente continua (*offset*) que aparece a la salida del circuito (terminal  $v_o$  en la figura 4-6) alcanza antes el valor de saturación, relacionado directamente con el voltaje de alimentación.

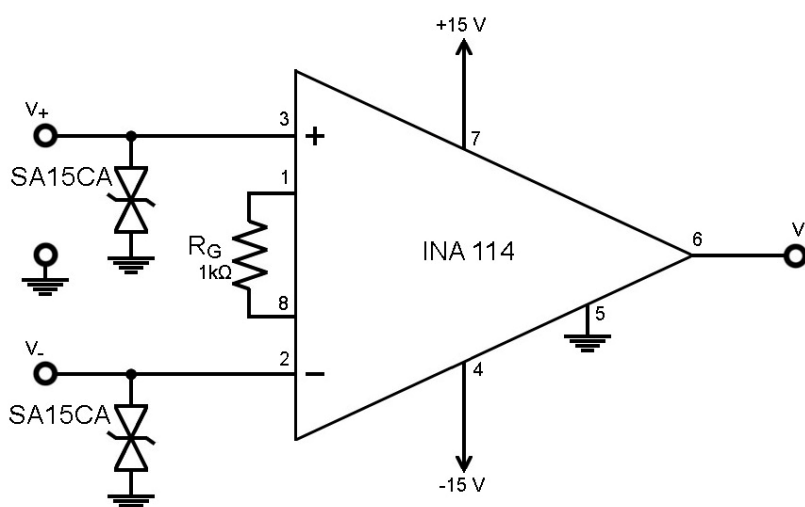


Figura 4-6: Esquema electrónico de la etapa del amplificador de instrumentación del sistema.

Como complemento al circuito integrado INA114 se han incluido unos supresores de transitorios de voltaje SA15CA, [253]. Estos componentes se encargarán de limitar la tensión de entrada al sistema de adquisición de forma que la circuitería utilizada quede protegida frente a



El circuito, figura 4-7, está basado en dos amplificadores operacionales, el primero de ellos, IC<sub>1</sub>, hace funciones de amplificación con un funcionamiento de etapa inversora básica; el segundo, IC<sub>2</sub>, se encuentra situado en la realimentación en configuración integradora para eliminar la componente continua del circuito. Este circuito se ha basado en los integrados de la familia TL08X de *Texas Instruments*, [256], que poseen una alta impedancia de entrada basada en transistores de efecto de campo (FET), una alta velocidad de respuesta a la salida frente a cambios en la entrada (*slew rate*), un bajo consumo y, además, permite tensiones de alimentación de ±15 V. En el circuito presentado en la figura 4-7 se han obviado algunos componentes del dispositivo original incluido en [242] debido a que, en este primer diseño, se utilizaron dispositivos con entrada bipolar LM324 y era necesario compensar los niveles parásitos debidos a las corrientes de polarización de los transistores bipolares (BJT) situados en la entrada.

El circuito presentado, figura 4-7, responde en el dominio temporal a la ecuación matemática (4.5), donde G se define según (4.6), que transformada al dominio de la frecuencia presenta el aspecto de (4.7). Si se opera en esta ecuación, se obtiene la función de transferencia como (4.8).

$$v_o = -G \left[ v_i - \left( -\frac{1}{R_3 C} \int_{-\infty}^t v_o dt \right) \right] \quad (4.5)$$

$$G = \frac{R_2}{R_1} \quad (4.6)$$

$$v_o \approx -G \left[ v_i + \frac{v_o}{j\omega R_3 C} \right] \quad (4.7)$$

$$H(\omega) = \frac{v_o}{v_i} = -\frac{G}{1 + \frac{G}{j\omega R_3 C}} \quad (4.8)$$

Para este caso, y sabiendo que la frecuencia de corte se obtiene según (4.9), operando con la expresión (4.8) se obtiene (4.10) que determina la frecuencia de corte del filtro paso-alto.

$$|H(\omega_c)| = \frac{|H(\omega)|_{\max}}{\sqrt{2}} \quad (4.9)$$

$$\omega_c = \frac{G}{R_3 C} \Rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi} \frac{G}{R_3 C} \quad (4.10)$$

Con el montaje de la figura 4-7, se utilizaron los componentes indicados en (4.11), con los que se consigue una frecuencia de corte paso-alto de 1,6 hercios.

$$\begin{aligned} R_1 &= 10 \text{ k}\Omega \\ R_2 &= 100 \text{ k}\Omega \\ R_3 &= 1 \text{ M}\Omega \\ C &= 1 \mu\text{F} \end{aligned} \quad (4.11)$$

La salida de esta etapa ofrecerá, por lo tanto, una componente de continua muy pequeña, proporcional a la suma de las corrientes de fuga del condensador y de entrada del operacional

(ambas corrientes prácticamente despreciables para los componentes utilizados en este montaje). Una de las ventajas más evidentes que brinda esta configuración es la posibilidad de incluir una ganancia, según la ecuación (4.6), (para los valores recogidos en (4.11) se obtendría una ganancia de 10) en la etapa inversora. De este modo, se conseguiría obtener toda la ganancia necesaria para el sistema en esta etapa eliminando tanto la componente continua generada en las etapas anteriores como la que se generaría tras la amplificación en esta etapa.

Para mejorar las prestaciones y conseguir una mayor flexibilidad en el funcionamiento se pensó en la inclusión de conmutadores para realizar cambios en la ganancia y en la frecuencia de corte paso-alto. De esta manera y tras barajar diferentes posibilidades, entre ellas el circuito integrado MAX4518 de la casa *MAXIM*, [257], se decidió utilizar los conmutadores ADG408 de *Analog Devices*, [258], que funciona como un multiplexor analógico de ocho canales y alto rendimiento. En la figura 4-8 puede verse un esquema funcional del circuito integrado donde se muestran los interruptores controlados por el decodificador de tres bits, los interruptores multiplexados y el decodificador de tres bits para las ocho líneas del circuito.

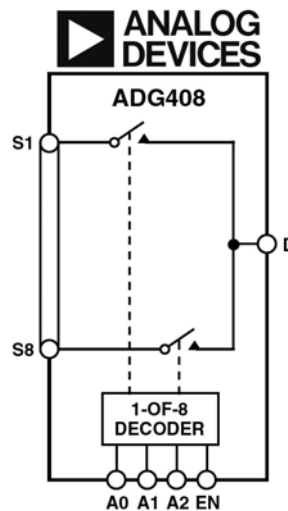


Figura 4-8: Esquema funcional del circuito integrado ADG408 (extraído de [258]).

Estos conmutadores ADG408 ofrecen como ventaja frente a los mencionados previamente, MAX4518, que permiten el uso de cuatro canales adicionales (ocho en vez de cuatro) y, lo más importante, permite el uso de una alimentación de  $\pm 15$  V, que en el caso del integrado de *MAXIM* se restringe a un máximo de  $\pm 8$  V, lo que limita considerablemente el rango dinámico y aumentaría los tiempos de permanencia en saturación de todo el equipo, en consecuencia, aumentado el consumo.

Una vez decidido el uso de los conmutadores ADG408, se estudió qué componentes era más interesante conmutar para cambiar las prestaciones del filtro paso-alto. En los siguientes apartados se explicará la idea inicial, dónde se conmutaba la resistencia  $R_2$  y el condensador  $C$ , siguiendo la nomenclatura de la figura 4-7. Posteriormente, se explicarán los diseños operativos finales que se diseñaron para conseguir un filtro con las características flexibles deseadas en el sistema.

#### 4.1.2.1 Diseño previo: Realimentación mediante etapa integradora simple

Como ya se ha indicado, en un primer momento, se decidió conmutar los componentes  $R_2$  y  $C$ , siguiendo la nomenclatura de la figura 4-7, para realizar cambios en la ganancia y la frecuencia de corte respectivamente. De esta manera, se conseguiría implementar un sistema

con cuatro u ocho ganancias y, para cada una de ellas, cuatro u ocho frecuencias de corte distintas.

El primer prototipo construido para el filtro, se implementó de manera modular utilizando el circuito integrado MAX4518, figura 4-9. Pero como ya se ha indicado surgieron numerosos problemas a partir del uso del mencionado integrado.



Figura 4-9: Fotografía del montaje modular en placa de tiras de la primera versión del filtro paso-alto.

Por ello, se realizó un nuevo diseño utilizando, en este caso, el integrado ADG408. Se incrementó, por tanto, el número de elementos a conmutar, pasando a ser ocho posibles resistencias para la fijación de la ganancia y ocho posibles condensadores para fijar la frecuencia de corte, de esta manera, la tabla 4-1 presenta todos los posibles valores de frecuencia de corte en función de la ganancia seleccionada y el condensador en cada caso. Se observa que existen 64 valores discretos posibles donde la mínima frecuencia paso-alto sería 0,016 Hz y la máxima 31,83 Hz. Los valores para la frecuencia de corte se encuentran, nuevamente, en un rango de frecuencias bastante bajo lo que permitirá utilizar la misma frecuencia de corte para diferentes valores de ganancia. Como se comentó anteriormente, esto puede resultar beneficioso para diferentes tipos de señales que pueden tener características dispares y, que sean procesables debido a la flexibilidad del sistema desarrollado.

Ganancia / Condensador	Ganancia							
	47	100	220	330	560	680	1000	2000
470 $\mu$ F	0,016Hz	0,033Hz	0,074Hz	0,11 Hz	0,189Hz	0,23 Hz	0,338Hz	0,677Hz
300 $\mu$ F	0,022Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,27 Hz	0,327Hz	0,48 Hz	0,96 Hz
220 $\mu$ F	0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,405Hz	0,49 Hz	0,72 Hz	1,44 Hz
100 $\mu$ F	0,074Hz	0,159Hz	0,35 Hz	0,52 Hz	0,89 Hz	1,08 Hz	1,59 Hz	3,18 Hz
47 $\mu$ F	0,159Hz	0,338Hz	0,74 Hz	1,117Hz	1,89 Hz	2,3 Hz	3,38 Hz	6,77 Hz
33 $\mu$ F	0,226Hz	0,48 Hz	1,06 Hz	1,59 Hz	2,7 Hz	3,27 Hz	4,82 Hz	9,64 Hz
22 $\mu$ F	0,34 Hz	0,72 Hz	1,59 Hz	2,38 Hz	4,05 Hz	4,919Hz	7,23 Hz	14,46Hz
10 $\mu$ F	0,748Hz	1,59 Hz	3,5 Hz	5,25 Hz	8,91 Hz	10,82Hz	15,91Hz	31,83Hz

Tabla 4-1: Posibles frecuencias de corte del sistema para diferentes ganancias y condensadores. Primera modificación.

Además de todo lo descrito, es decir, la implementación del circuito de la figura 4-7 y los dos conmutadores de componentes para  $R_2$  y  $C$ , y con el fin de acondicionar la señal de salida a las siguientes etapas del sistema, se ha incluido un circuito sintonizador para el voltaje. Este nuevo añadido esta basado en un diodo zéner y un potenciómetro que mediante su ajuste permite conseguir un voltaje de salida en continua de 2,5 voltios. El montaje puede verse en la figura 4-10, donde  $R_4$  se utiliza como resistencia para determinar la corriente que pasa por el diodo zéner que fijará un voltaje de 5 voltios y  $R_5$  es un potenciómetro de ajuste. Los valores para los componentes que se utilizaron en este montaje pueden verse en la ecuación (4.12), donde  $R_2$  y  $C$  se corresponden con uno de los valores que se pueden seleccionar, para conseguir los valores de ganancia y frecuencia de corte expuestos en la tabla 4-1.

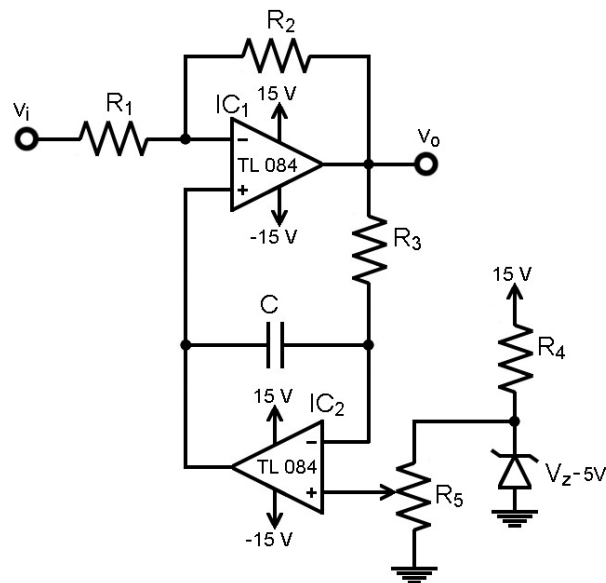


Figura 4-10: Esquema electrónico del circuito paso-alto con el zéner de ajuste para el nivel de continua

$$\begin{aligned}
 R_1 &= 10 \text{ k}\Omega \\
 R_2 &= 47 \text{ k}\Omega, 100 \text{ k}\Omega, 220 \text{ k}\Omega, 330 \text{ k}\Omega, 560 \text{ k}\Omega, 680 \text{ k}\Omega, 1 \text{ M}\Omega, 2 \text{ M}\Omega \\
 R_3 &= 1 \text{ M}\Omega \\
 C &= 10 \mu\text{F}, 22 \mu\text{F}, 33 \mu\text{F}, 47 \mu\text{F}, 100 \mu\text{F}, 220 \mu\text{F}, 330 \mu\text{F}, 470 \mu\text{F} \\
 R_4 &= 3,9 \text{ k}\Omega \\
 R_5 &= 20 \text{ k}\Omega
 \end{aligned}
 \tag{4.12}$$

Mediante este montaje, es decir, fijando el voltaje de continua en la patilla positiva del amplificador  $IC_2$  se consigue ese mismo voltaje en la salida  $v_o$ . El voltaje de la patilla + de  $IC_2$  se refleja en la patilla - de este mismo *opamp* y, debido a que para voltajes de continua, idealmente, el condensador  $C$  se comporta como un circuito abierto, por la resistencia  $R_3$  no pasa corriente y a efectos el voltaje de la patilla + de  $IC_2$  queda fijado en  $v_o$ . Esto permite el ahorro de una etapa para desplazar el nivel de continua de la señal con el fin de acondicionarla para atacar a las siguientes etapas de alimentación simple a 5 voltios, tensión conveniente para la circuitería que adapta la señal para que ésta sea introducida en un ordenador.

Para el montaje de la figura 4-10 y los valores de componentes de (4.12) se hizo necesario el uso de condensadores electrolíticos muy voluminosos, debido al voltaje de operación y las altas capacidades necesarias. La figura 4-11 muestra el aspecto final de la placa de circuito impreso que incorpora toda la electrónica del sistema de adquisición empleando el filtro paso-alto de la figura 4-10 y el sistema de conmutación de componentes con los valores de (4.12).

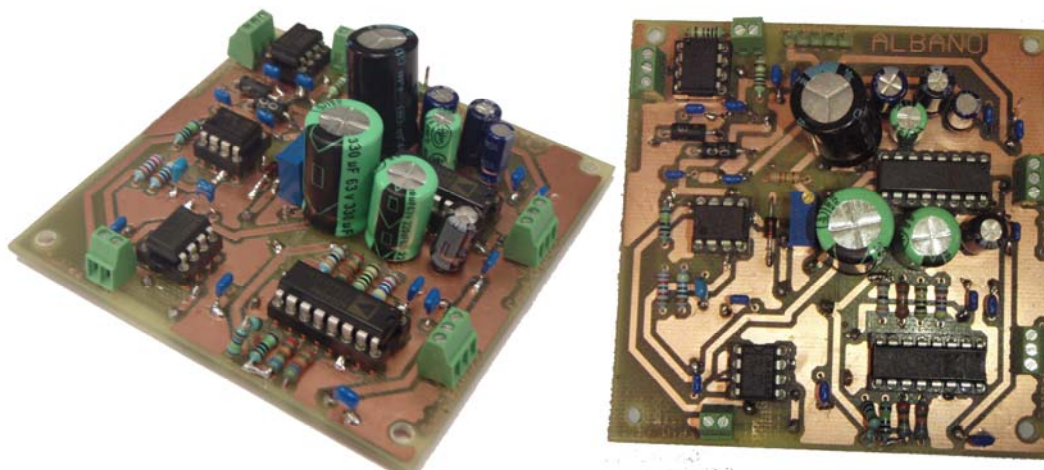


Figura 4-11: Aspecto de la placa de circuito impreso y sus componentes para el sistema completo de adquisición y acondicionamiento presentado. Incorpora el HPF con el diseño de la figura 4-10 y conmutación de resistencias y condensadores para fijar la ganancia y la frecuencia de corte, respectivamente.

Una vez puesto en marcha el circuito real se comprobó su correcto funcionamiento en un estrecho rango de sus posibles configuraciones. Sin embargo, cuando se producían conmutaciones en el condensador,  $C$ , se producían grandes variaciones en el voltaje de salida de la etapa que, en principio, debería tener un valor central fijo de 2,5 voltios sobre el que se sitúa la señal. Una vez analizado el circuito, se concluyó que esta variación inaceptable se debía, fundamentalmente, a la corriente de fuga de los condensadores utilizados, debido a su tecnología de condensadores electrolíticos y a su elevada capacidad. Generalmente, las corrientes de fuga de los condensadores tienen valores suficientemente pequeños como para que no afecten de forma considerable al correcto funcionamiento del sistema. Esta corriente no deseable produce un voltaje de continua debido a la caída de tensión que produce en la resistencia  $R_3$  debida a la fuga del condensador, dado que la corriente de polarización en la entrada del amplificador operacional será prácticamente despreciable frente a las otras corrientes del circuito.

Por lo tanto, y ante la imposibilidad de conseguir un voltaje regulado para las diferentes configuraciones posibles del circuito se decidió realizar modificaciones en la etapa de realimentación. Una vez comprobado, de manera fallida, el funcionamiento del anterior diseño, se decidió analizar la función de transferencia que rige el filtro paso-alto, ecuación (4.8) mostrada anteriormente. A la vista de esta igualdad se concluyó que lo que se necesitaba era incrementar el factor  $[G \cdot (R_3 C)^{-1}]$  utilizando un condensador cerámico de baja corriente de fuga. Con este fin, se decidió utilizar un condensador cerámico de  $1 \mu\text{F}$  y, por lo tanto, sería necesario conseguir incrementar la resistencia  $R_3$  en un factor igual al que se disminuye el producto resistencia-condensador para mantener los valores de frecuencia de corte presentados anteriormente en la tabla 4-1.

Las etapas conseguidas, que se explicarán de manera separada en las siguientes secciones se basan, nuevamente, en la figura 4-7. De este modo, se encontraron dos formas de modificar la resistencia de forma que se obtuviese un factor de multiplicación para la misma, utilizando dos configuraciones atenuadoras diferentes. En ambos casos, se consigue multiplicar el valor de la resistencia por un factor 1000, suficiente para lo que se pretende conseguir en el montaje expuesto. Los dos diseños operativos incorporan una sustitución para la resistencia  $R_3$ , en primer lugar, por una red de resistencias en T y, en segunda instancia, por una etapa inversora básica unida a la citada resistencia. Estos dos diseños presentan una operatividad completa y óptima.



**4.1.2.2 Diseño operativo: Realimentación con atenuación de resistencias en T**

Como ya se ha indicado con este nuevo diseño, se pretendía conseguir un factor de multiplicación de la resistencia  $R_3$  en la figura 4-7. Para lograrlo se optó por el circuito que se muestra en la figura 4-12.

Como se muestra en la figura 4-12, la diferencia añadida en este nuevo diseño son dos resistencias,  $R_4$  y  $R_5$ , en la etapa integradora de la red de realimentación. De modo que la función de transferencia resultante se muestra en la ecuación (4.13). En esta ecuación, se define  $G$  tal y como se hizo en (4.6). De esta forma, aplicando la ecuación (4.9), la frecuencia del corte del filtro se muestra en la ecuación (4.14).

$$H(\omega) = \frac{v_o}{v_i} = - \frac{G}{1 + \frac{G}{j\omega C \left( \frac{R_4}{R_5} + \frac{R_4}{R_3} + 1 \right) R_3}} \tag{4.13}$$

$$\omega_c = \frac{G}{\left( \frac{R_4}{R_5} + \frac{R_4}{R_3} + 1 \right) R_3 C} \Rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi} \frac{G}{\left( \frac{R_4}{R_5} + \frac{R_4}{R_3} + 1 \right) R_3 C} \tag{4.14}$$

Se aprecia que, en este caso, el factor  $R_3C$  de la ecuación que determina la frecuencia de corte se encuentra multiplicado por un factor que puede ajustarse para satisfacer los requisitos del sistema. En el caso que ocupa este documento, se pretendía conseguir un factor de multiplicación de orden 1000, por lo tanto, se ajustaron las resistencias a los valores que se muestran en la ecuación (4.15). Se toman  $R_2$  y  $R_3$  como resistencias variables mediante el sistema descrito anteriormente utilizando el circuito integrado ADG408, [258].

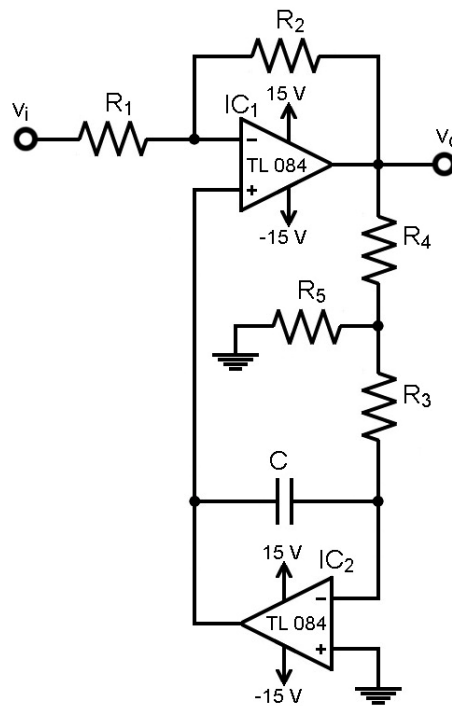


Figura 4-12: Diseño del filtro paso-alto utilizando una red de resistencias en T como realimentación

Con estos valores se ha construido una nueva tabla similar a la tabla 4-1 donde se muestran los nuevos valores de ganancia, de resistencia equivalente final (con el ajuste de

multiplicación aplicado) y de frecuencia de corte. En la tabla 4-2 se muestra toda esta información de forma resumida y ordenada. Una vez analizados los valores para la frecuencia de corte con los componentes incluidos en la ecuación (4.15) junto con las posibles ganancias del sistema, puede concluirse que las variaciones, respecto al diseño original que conmutaba el condensador C, son poco significativas. De este modo, se conservan todas las características que se pretendían conseguir con el diseño original y se suprime el problema que había surgido debido a las corrientes de fuga de los condensadores.

$$\begin{aligned}
 R_1 &= 10 \text{ k}\Omega \\
 R_2 &= 47 \text{ k}\Omega, 100 \text{ k}\Omega, 220 \text{ k}\Omega, 330 \text{ k}\Omega, 560 \text{ k}\Omega, 680 \text{ k}\Omega, 1 \text{ M}\Omega, 2 \text{ M}\Omega \\
 R_3 &= 10 \text{ k}\Omega, 22 \text{ k}\Omega, 33 \text{ k}\Omega, 47 \text{ k}\Omega, 100 \text{ k}\Omega, 220 \text{ k}\Omega, 330 \text{ k}\Omega, 470 \text{ k}\Omega \\
 R_4 &= 100 \text{ k}\Omega \\
 R_5 &= 100 \Omega \\
 C &= 1 \mu\text{F}
 \end{aligned} \tag{4.15}$$

Cabe la pena resaltar, que en este circuito aparece un inconveniente debido a que la corriente que circula por  $R_4$  no es nula y, por lo tanto, aparece un voltaje de continua indeseado a la salida del sistema,  $v_o$ . Este voltaje es fácil de suprimir mediante la inclusión de una nueva etapa para desplazar el nivel de continua de salida del filtro paso-alto. Esto puede realizarse debido a los valores de las resistencias que se han elegido, ya que con ellas se consigue tener un voltaje de continua constante en la salida de la etapa que actúa como filtro, independientemente de la configuración elegida. Debido, fundamentalmente, a que  $R_5$  es mucho menor que  $R_3$ , toda la corriente que circula por  $R_4$  se derivará por  $R_5$  que permanece constante y ocasiona un voltaje constante en el punto común de las resistencias  $R_3$ ,  $R_4$  y  $R_5$ . Por lo que esto se traduce en un voltaje constante de continua en la salida  $v_o$ . Para solucionar este voltaje se propone el circuito de la figura 4-13, mostrado junto al bloque de la etapa paso-alto previa.

Ganancia Resistencia	Ganancia							
	47	100	220	330	560	680	1000	2000
470,57 M $\Omega$	0,016Hz	0,034Hz	0,074Hz	0,111Hz	0,189Hz	0,23Hz	0,338Hz	0,676Hz
330,43 M $\Omega$	0,023Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,269Hz	0,327Hz	0,482Hz	0,96Hz
220,32 M $\Omega$	0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,404Hz	0,49Hz	0,723Hz	1,445Hz
100,2 M $\Omega$	0,075Hz	0,16Hz	0,349Hz	0,524Hz	0,889Hz	1,08Hz	1,589Hz	3,177Hz
47,147 M $\Omega$	0,16Hz	0,34Hz	0,74Hz	1,114Hz	1,89Hz	2,29Hz	3,376Hz	6,75Hz
33,133 M $\Omega$	0,23Hz	0,48Hz	1,057Hz	1,585Hz	2,689Hz	3,27Hz	4,803Hz	9,607Hz
22,122 M $\Omega$	0,34Hz	0,719Hz	1,583Hz	2,37Hz	4,029Hz	4,89Hz	7,194Hz	14,39Hz
10,11 M $\Omega$	0,74Hz	1,57Hz	3,46Hz	5,195Hz	8,816Hz	10,7Hz	15,74Hz	31,49Hz

Tabla 4-2: Posibles frecuencias de corte del sistema para diferentes ganancias y resistencias equivalentes en la red T de la realimentación.

La ecuación (4.16) muestra la relación de voltajes que rige la etapa que desplaza el nivel de continua. En la etapa se ha tomado una ganancia unitaria para la patilla inversora del amplificador operacional, es decir,  $R_1$  es igual a  $R_2$ ; las ganancias para cada patilla se definen según (4.17), donde  $G_-$  se corresponde con la ganancia de la patilla negativa y  $G_+$  con la de la patilla positiva del amplificador operacional. De esta manera, es inmediato el cálculo para obtener la ecuación (4.16).

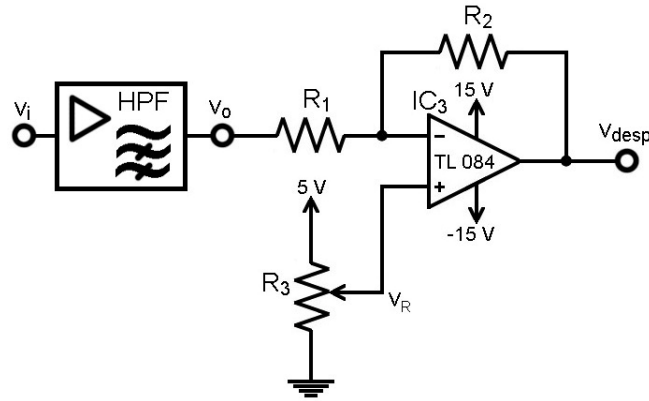


Figura 4-13: Diseño de la etapa para desplazar el nivel de continua.

$$v_{desp} = -v_o + 2v_R \quad (4.16)$$

$$G_- = -\frac{R_2}{R_1}; G_+ = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (4.17)$$

Con esta respuesta de la etapa se ajusta el potenciómetro,  $R_3$ , para que el nivel de continua a la salida ( $v_{desp}$ ) sea de 2,5 voltios, ya que las etapas posteriores tendrán una alimentación entre 0 y 5 voltios, y es necesario acomodar la señal a estas características. Como se ha explicado anteriormente el nivel de continua será constante en el punto  $v_o$ , para todas las posibles configuraciones, por lo que bastará con ajustar el potenciómetro, consiguiendo anular el valor de continua, para cualquiera de las configuraciones posibles. Para evitar un aumento desmesurado en el consumo debido a la corriente que circula por el potenciómetro,  $R_3$  en la figura 4-13, se empleará un valor suficientemente grande para la resistencia de éste. El valor elegido, finalmente, es de 20 k $\Omega$  traducido en una corriente por el potenciómetro de 0,25 mA.

Una vez que el diseño se encontró operativo en placas de pruebas, se realizó físicamente el montaje sobre una PCB comprobando, de forma satisfactoria, su funcionamiento. En la figura 4-14 se muestra el aspecto final de la placa de circuito impreso realizada para el diseño operativo utilizando una red de resistencias en T en la realimentación del filtro paso-alto.

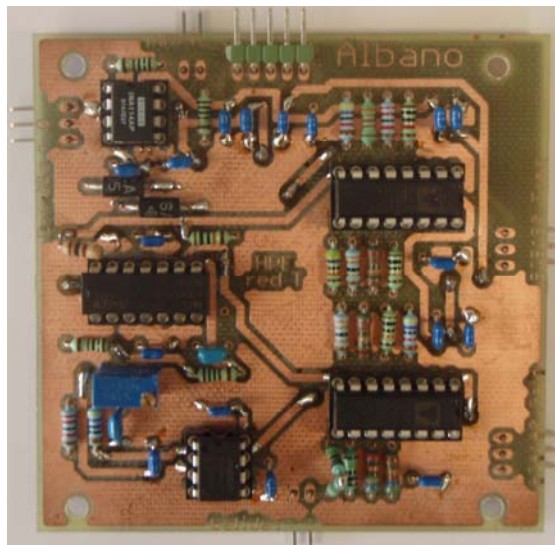


Figura 4-14: Aspecto de la placa de circuito impreso y sus componentes para el sistema completo de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas. Se incluye el diseño del filtro paso-alto que incorpora una red de resistencias en T en la etapa de realimentación y conmutación de resistencias para la configuración de la ganancia y la frecuencia de corte.

#### 4.1.2.3 Diseño operativo: Realimentación con atenuación de etapa inversora

Con este diseño se pretendía conseguir, siguiendo la misma filosofía, un factor de multiplicación para la resistencia  $R_3$ , figura 4-7, o lo que es lo mismo, para el producto  $R_3C$  de la ecuación (4.8). Se propone el circuito de la figura 4-15, partiendo del diseño original ya presentado con realimentación de etapa integradora simple, figura 4-7, e incluyendo una nueva etapa inversora básica en la rama de realimentación.

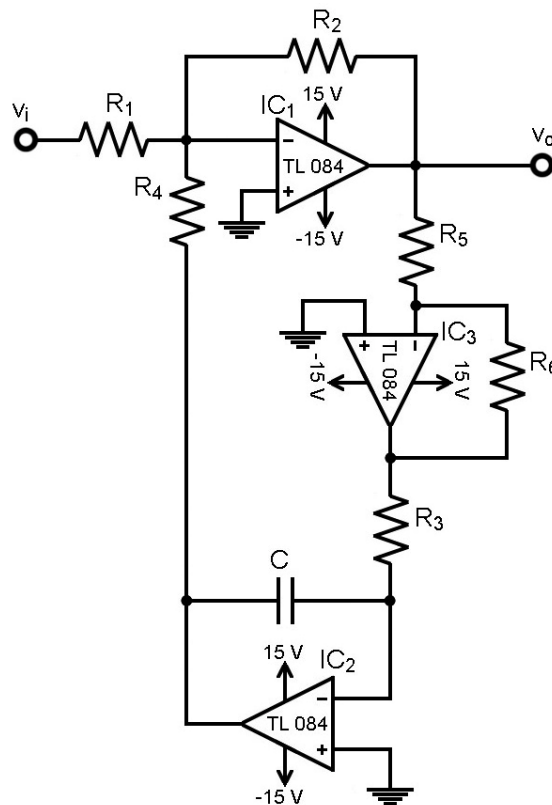


Figura 4-15: Diseño del filtro paso-alto utilizando una etapa inversora en la realimentación.

Tras el análisis del circuito de la figura 4-15, puede obtenerse, fácilmente, la función de transferencia (4.18). Para su cálculo se toman  $R_1$  y  $R_4$  del mismo valor y se define  $G$ , nuevamente, siguiendo la ecuación (4.6). Por tanto, y tras analizar (4.18), puede obtenerse una expresión para la frecuencia de corte (4.19).

$$H(\omega) = \frac{v_o}{v_i} = - \frac{G}{1 + \frac{G}{j\omega C} \frac{R_3 R_5}{R_6}} \quad (4.18)$$

$$\omega_c = \frac{G}{\frac{R_3 R_5 C}{R_6}} \Rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi} \frac{G}{\frac{R_3 R_5 C}{R_6}} \quad (4.19)$$

En este caso, se observa que el factor que modifica el producto  $RC$ , de la ecuación (4.19), es independiente del mismo y, por lo tanto, puede variarse de forma arbitraria. Una vez, conocida la función de transferencia del filtro paso-alto y sus restricciones se otorgan los valores a los componentes que se muestran en (4.20).

$$\begin{aligned}
 R_1 &= 10 \text{ k}\Omega \\
 R_2 &= 47 \text{ k}\Omega, 100 \text{ k}\Omega, 220 \text{ k}\Omega, 330 \text{ k}\Omega, 560 \text{ k}\Omega, 680 \text{ k}\Omega, 1 \text{ M}\Omega, 2 \text{ M}\Omega \\
 R_3 &= 10 \text{ k}\Omega, 22 \text{ k}\Omega, 33 \text{ k}\Omega, 47 \text{ k}\Omega, 100 \text{ k}\Omega, 220 \text{ k}\Omega, 330 \text{ k}\Omega, 470 \text{ k}\Omega \\
 R_4 &= 10 \text{ k}\Omega \\
 R_5 &= 100 \text{ k}\Omega \\
 R_6 &= 100 \Omega \\
 C &= 1 \mu\text{F}
 \end{aligned}
 \tag{4.20}$$

Nuevamente, se utilizarán  $R_2$  y  $R_3$  variables mediante el uso de un circuito integrado ADG408 explicado con anterioridad. Con los valores mostrados en (4.20) se obtiene un factor de multiplicación del producto RC de 1000, que se adecua a los cometidos que se pretenden realizar con el montaje. En la tabla 4-3 se muestran las diferentes ganancias, resistencias equivalentes y frecuencias de corte que permite la etapa filtro paso-alto diseñada pudiendo conmutarse entre ellas con 6 bits de configuración.

Ganancia \ Resistencia	47	100	220	330	560	680	1000	2000
470 MΩ	0,016Hz	0,033Hz	0,074Hz	0,11 Hz	0,189Hz	0,23 Hz	0,338Hz	0,677Hz
330 MΩ	0,022Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,27 Hz	0,327Hz	0,48 Hz	0,96 Hz
220 MΩ	0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,405Hz	0,49 Hz	0,72 Hz	1,44 Hz
100 MΩ	0,074Hz	0,159Hz	0,35 Hz	0,52 Hz	0,89 Hz	1,08 Hz	1,59 Hz	3,18 Hz
47 MΩ	0,159Hz	0,338Hz	0,74 Hz	1,117Hz	1,89 Hz	2,3 Hz	3,38 Hz	6,77 Hz
33 MΩ	0,226Hz	0,48 Hz	1,06 Hz	1,59 Hz	2,7 Hz	3,27 Hz	4,82 Hz	9,64 Hz
22 MΩ	0,34 Hz	0,72 Hz	1,59 Hz	2,38 Hz	4,05 Hz	4,919Hz	7,23 Hz	14,46Hz
10 MΩ	0,748Hz	1,59 Hz	3,5 Hz	5,25 Hz	8,91 Hz	10,82Hz	15,91Hz	31,83Hz

Tabla 4-3: Posibles frecuencias de corte del sistema para diferentes ganancias y resistencias equivalentes en la red con etapa inversora en la realimentación.

A simple vista se obtiene una tabla similar a la mostrada anteriormente, para el caso de realimentación con red de resistencias en T, aunque las frecuencias de corte para el caso referente a las resistencias de menor valor difieren ligeramente en ambos casos. Estas variaciones afectarán ligeramente al retardo del sistema, tiempo de estabilización, en algunas configuraciones posibles aunque no afectan al funcionamiento deseado y, por lo tanto, no se tendrán en cuenta.

Igual que en el caso anterior, en este diseño, aparece un nivel de continua a la salida que será necesario corregir. Para ello, se incluirá, nuevamente, una etapa que suprima este nivel de continua, figura 4-13, para conseguir una salida de continua constante de 2,5 voltios. Como ya se comentó para el caso anterior, será fácil realizar esta supresión del nivel de continua, ya que será un nivel constante para todas las configuraciones debido a que la corriente que circula por  $R_3$  será despreciable respecto a la que circula por  $R_6$ . Por tanto, el voltaje en el punto  $v_o$  dependerá de la corriente que pase por  $R_6$  que para niveles de continua será independiente del valor elegido para  $R_3$ .

La figura 4-16 muestra el aspecto final de la PCB donde se encuentra implementado el HPF utilizando una etapa inversora básica en la red de realimentación. Esta es la placa que se incorporó en el sistema de adquisición de señales bioeléctricas final.



Figura 4-16: Aspecto de la placa de circuito impreso y sus componentes para el sistema completo de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas. Se incluye el diseño del filtro paso-alto que incorpora una etapa inversora basada en un amplificador operacional en la realimentación y conmutación de resistencias para la configuración de la ganancia y la frecuencia de corte

#### 4.1.2.4 Comparativa entre las dos soluciones operativas propuestas

Los dos diseños realizados presentaron funcionaron correctamente, por lo tanto, era necesario decidirse por uno de ellos a la hora de realizar el montaje final del equipo de adquisición. Ante esta disyuntiva y valorando el funcionamiento global satisfactorio de ambos filtros paso-alto, se eligió, para su implementación final, el filtro que incorpora la etapa inversora básica en la realimentación, figura 4-15.

En ambos casos se conseguían valores para las frecuencias de corte de cada una de las ganancias similares, es decir, la tabla 4-2 y la tabla 4-3 son formalmente idénticas. En el filtro que utiliza la red de resistencias en T el parámetro de ajuste de la frecuencia de corte es más complejo y, por lo tanto, más difícil de ajustar, esto se puede concluir tras hacer una comparativa en las ecuaciones (4.14) y (4.19). En el segundo caso, el factor de multiplicación que modifica el producto RC es más fácilmente controlable porque, únicamente, es el cociente de dos resistencias independientes, mientras que, en el primer caso, hay que llegar a un compromiso de valores y, el factor calculado se ve afectado por la resistencia variable  $R_3$ . Para el caso en el que se utiliza la etapa inversora, se obtiene una función de transferencia más cercana a la realidad, ya que para el caso de la red en T las ganancias asociadas a las patillas positiva y negativa del operacional  $IC_1$  no son idénticas, sino que difieren ligeramente, de modo que pueden aproximarse y suponerse iguales para valores suficientemente grandes como los que se manejan en el circuito diseñado. Debido a estos problemas, en caso de que la ganancia del filtro paso-alto fuera sustancialmente inferior debería utilizarse un montaje similar a la segunda solución mostrada. No obstante, en ambos casos sería necesario el uso de la etapa de desplazador de nivel y, por ello, esto no supone una ventaja para ninguno de los dos montajes. Por otra parte, al ser necesario utilizar un circuito integrado TL084, con cuatro operacionales, debido a que con estos diseños se iban a utilizar al menos tres de ellos, la solución que incorpora la etapa inversora no supondría un aumento en el número de circuitos integrados utilizados ni la superficie ocupada por ellos.

Por todas estas razones se decidió hacer uso de la solución con la etapa inversora al comienzo de la realimentación del filtro paso-alto. De modo que el circuito final implementado

en la placa de circuito impreso se presenta, sin los conmutadores de intercambio de resistencias, en la figura 4-17. La figura 4-18 presenta los dos circuitos de conmutación de componentes para la resistencia  $R_2$  y  $R_3$  de la figura 4-15. En ambos casos, se indican los valores de los componentes utilizados. Las resistencias  $R_2$  y  $R_3$  están indicadas en la figura 4-17 con la leyenda ADG408 y un rótulo con los valores máximo y mínimo que puede tomar la resistencia.

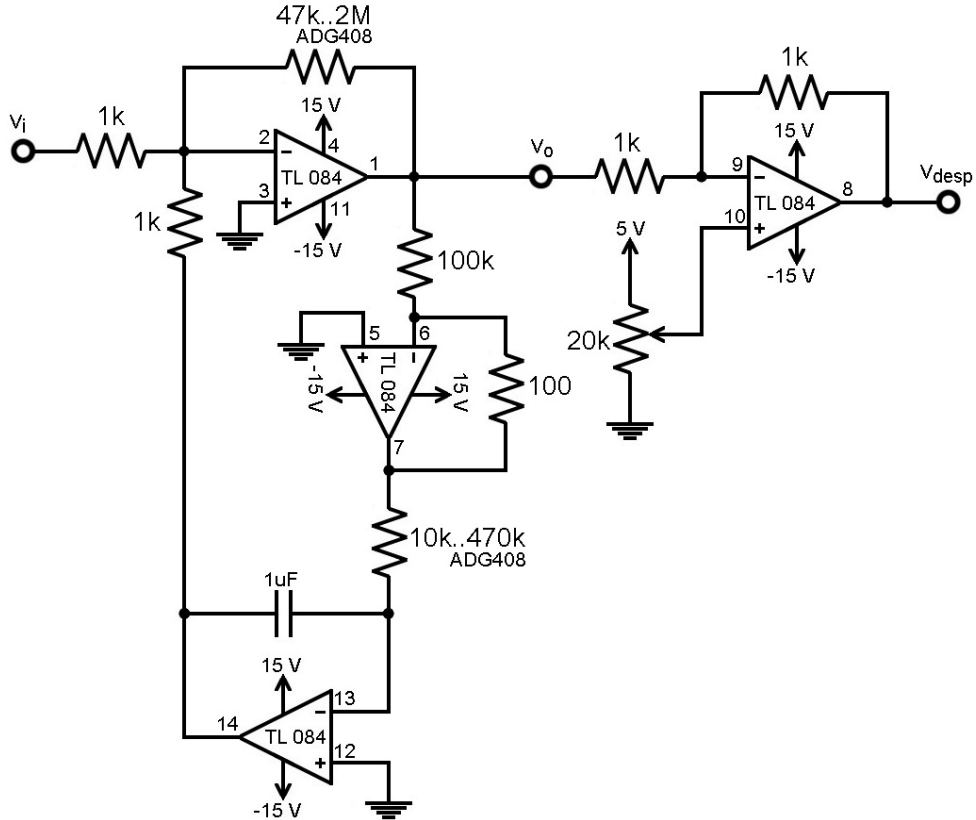


Figura 4-17: Esquema electrónico del filtro paso-alto utilizando la etapa inversora básica en la realimentación junto con el desplazador de nivel.

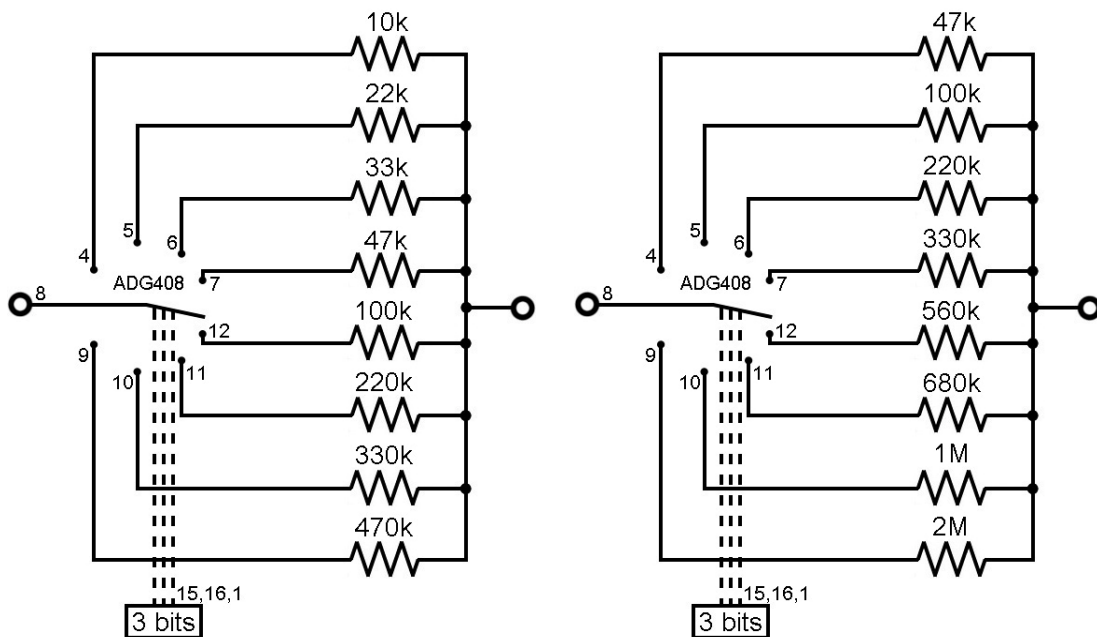


Figura 4-18: Esquema electrónico del conmutador de resistencias para el cambio de ganancia y para el cambio de frecuencia de corte, resistencias  $R_2$  y  $R_3$  de la figura 4-15, respectivamente.

### 4.1.3 Filtro paso-bajo

Una vez que el modo común y la componente de continua de la señal de interés han sido eliminados y se ha conseguido que la señal de entrada adquiera toda la ganancia necesaria, será necesario realizar un filtrado paso-bajo de la señal para eliminar las componentes de alta frecuencia que no son de interés y, además, compatibilizar la señal con el subsistema de digitalización. Esto quiere decir, que será necesario eliminar las frecuencias altas para cumplir el teorema de Nyquist a la hora de muestrear la señal.

Con este fin se utilizarán dos filtros paso-bajo colocados en cascada. El primero de ellos, un filtro pasivo RC *lead-lag* estará encargado de acomodar la señal al segundo filtro. Este segundo filtro, utilizando un circuito integrado comercial, es un filtro de capacidades conmutadas que, basado en una señal de oscilación, consigue implementar un filtro de alto orden y grandes prestaciones. Al estar basado en un muestreo, será necesario hacer un recorte de la señal para evitar que se produzcan solapamientos (*aliasing*) en frecuencia, de ahí el uso del primer filtro paso-bajo pasivo.

#### 4.1.3.1 Filtro RC *lead-lag* pasivo

Como ya se ha indicado en el párrafo anterior, el primer filtro paso-bajo que se implementa se corresponde con un filtro pasivo RC *lead-lag*. Este filtro está formado por dos resistencias y un condensador tal y como puede verse en la figura 4-19.

Si se calcula la función de transferencia del filtro presentado en la figura 4-19, se obtiene la expresión presentada en (4.21). En este caso, en la ecuación se observa que aparece un polo y un cero para la función de transferencia. Para el sistema desarrollado se han empleado los valores de los componentes que se indican en (4.22), consiguiendo, de este modo, las frecuencias de interés en el sistema (4.23).

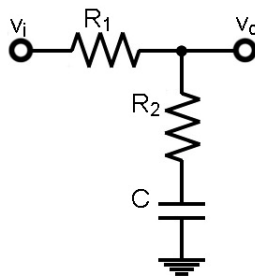


Figura 4-19: Filtro paso-bajo pasivo RC *lead-lag*.

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{1 + j\omega CR_2}{1 + j\omega(CR_1 + CR_2)} \quad (4.21)$$

$$\begin{aligned} C &= 1 \text{ nF} \\ R_1 &= 22 \text{ k}\Omega \\ R_2 &= 470 \Omega \end{aligned} \quad (4.22)$$

$$\begin{aligned} \omega_1 &= 44503,78 \text{ rad/s} \Rightarrow f_1 = 7082,997 \text{ Hz} \\ \omega_2 &= 2127659,57 \text{ rad/s} \Rightarrow f_2 = 338,6275 \text{ kHz} \end{aligned} \quad (4.23)$$



En la figura 4-20 se muestra la gráfica de la respuesta en frecuencia conseguida mediante el montaje indicado en la figura 4-19 y utilizando los valores de (4.22).

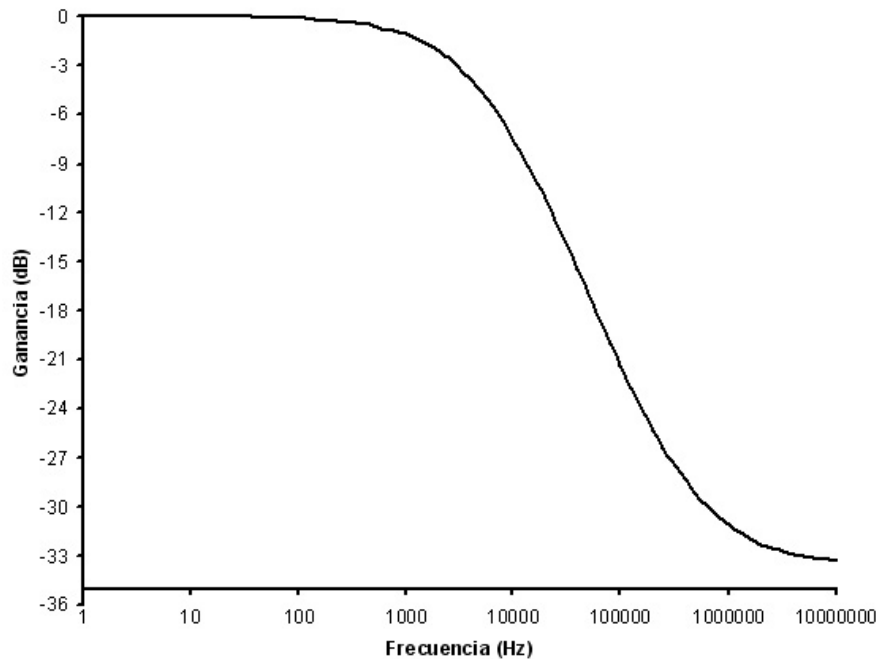


Figura 4-20: Respuesta en frecuencia del filtro paso-bajo pasivo RC *lead-lag*.

Como puede concluirse tras el análisis de la gráfica de la figura 4-20 no se producen atenuaciones apreciables para frecuencias inferiores a 3 kHz, correspondiéndose con la frecuencia de corte a -3 dB. Esta característica se corresponde con una de las condiciones previas que debía tener el filtro, ya que las frecuencias de interés del sistema se corresponden con el intervalo paso-bajo hasta 2,5 kHz.

Por otra parte, la función principal de este filtro RC pasivo es evitar que se produzca solapamiento en frecuencia en el segundo filtro que se incluirá y describirá posteriormente, es decir, es un filtro *antialiasing*. Para ello, es necesario tener una atenuación suficientemente alta para las frecuencias involucradas, es decir, para las frecuencias de muestreo del segundo filtro. Se utilizará una frecuencia de muestreo de 250 kHz en este segundo filtro, por lo que será interesante tener una fuerte atenuación tanto para 250 kHz como para la frecuencia mitad, 125 kHz. Las atenuaciones conseguidas para 125 kHz y 250 kHz son de 22,68 dB y de 26,39 dB, respectivamente. Estas atenuaciones, unidas a la caída de ganancia del IA a estas frecuencias, figura 4-5, de aproximadamente 20 dB, consiguen unos valores de rechazo aproximados de 43 dB y 47 dB para 125 kHz y 250 kHz, respectivamente. Estas atenuaciones son suficientemente altas ya que consiguen una atenuación cercana al 99,6% frente al peor caso de señal ruidosa a estas frecuencias. Por lo tanto, para los requisitos del sistema implementado, otorgan la protección necesaria frente a los problemas de solapamiento en el filtro paso-bajo posterior.

#### 4.1.3.2 Filtro de capacidades conmutadas

En este segundo filtro paso-bajo se utilizará un circuito integrado de la compañía *MAXIM Integrated Products* que implementa un filtro paso-bajo de Bessel de octavo orden, [259]. En la figura 4-21 se muestra el aspecto del circuito integrado de 8 patillas así como la distribución y la descripción de las mismas.

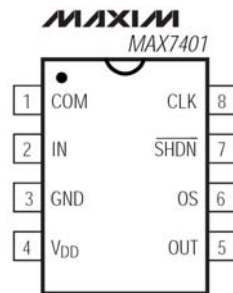


Figura 4-21: Distribución del patillaje del circuito integrado MAX7401 (extraído de [259]).

Las características que han llevado a la elección de este circuito integrado han sido, aparte de que facilita incorporar un filtro de buenas prestaciones de forma sencilla y en un área muy limitada, que permite una frecuencia de corte fácilmente sintonizable en un amplio rango de frecuencias, su bajo consumo y, al tratarse de un filtro de Bessel, su gran linealidad en la respuesta de fase.

En este circuito integrado se utiliza una señal de reloj para definir la frecuencia de corte del sistema; de este modo, se puede utilizar una señal generada externamente para definir este parámetro o, mediante un condensador externo, definir la frecuencia de oscilación del oscilador interno que incorpora. Si se utiliza la señal de reloj generada internamente, será necesario utilizar un condensador externo calculado según la ecuación (4.24) y la frecuencia de corte vendrá determinada por la fórmula mostrada en (4.25).

$$f_{osc}(\text{kHz}) = \frac{38 \cdot 10^3}{C_{osc}(\text{pF})} \quad (4.24)$$

$$f_c = \frac{f_{osc}}{100} \quad (4.25)$$

Otro parámetro importante del dispositivo es la impedancia de entrada, que es variable con la frecuencia de oscilación utilizada según la relación (4.26), donde  $C_{in}$  vale 3,37 pF.

$$Z_{in} = \frac{1}{f_{osc} \cdot C_{in}} \quad (4.26)$$

Además, de todas las características y particularidades descritas del circuito, este dispositivo otorga al sistema una baja distorsión armónica de la señal, que sumada al ruido constituye un valor de alrededor de -80 dB.

Una vez explicadas las bondades del circuito integrado y los criterios definidos para su elección, se mostrará el circuito implementado en el sistema que se pretende construir así como sus singularidades más importantes. En la figura 4-22 se muestra el esquema electrónico implementado para el filtro paso-bajo construido a partir del circuito integrado MAX7401, [259], previamente explicado.

Los valores para los componentes discretos externos se muestran en (4.27).

$$\begin{aligned} C_1 &= 100 \text{ nF} \\ C_2 &= 100 \text{ nF} \\ C_{osc} &= 150 \text{ pF} \end{aligned} \quad (4.27)$$

El valor de la frecuencia de oscilación del reloj interno para el valor del condensador  $C_{osc}$  utilizado puede calcularse resolviendo la ecuación (4.24) así como su frecuencia de corte con ayuda de (4.25). De este modo, con el valor mostrado en (4.27) se obtienen los valores

recogidos en (4.28). Por otro lado, el valor de la impedancia de entrada de la etapa del filtro paso-bajo de capacidades conmutadas se muestra en (4.29), siguiendo el cálculo mostrado en (4.26).

$$f_{osc} \approx 250 \text{ kHz} \Rightarrow f_c \approx 2,5 \text{ kHz} \quad (4.28)$$

$$Z_{in} = 1,17 \text{ M}\Omega \quad (4.29)$$

El valor de la frecuencia de corte es el necesario ya que el convertidor analógico-digital, que se utilizará como interfaz entre el sistema de adquisición y la plataforma de procesamiento software, posee una frecuencia mínima de muestreo de 5 kHz, de modo que con estos valores para la frecuencia de corte no se producirán solapamientos indeseados en la señal de interés, [260].

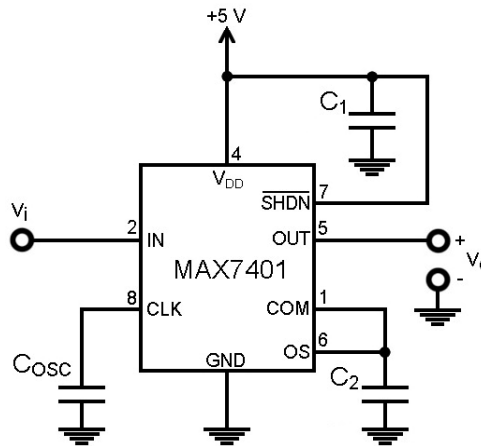


Figura 4-22: Esquema electrónico del filtro paso-bajo implementado.

Se ha comprobado experimentalmente el correcto funcionamiento de este circuito así como de su combinación con el filtro *lead-lag* pasivo previo. Se realizó una comprobación experimental para el estudio del *aliasing* producido sin el filtro RC pasivo previo, concluyéndose que únicamente era de interés la atenuación producida por el filtro previo en la banda en torno a la frecuencia de oscilación, es decir, que solo se producía *aliasing* para las frecuencias cercanas a la frecuencia de oscilación. De modo que para el caso que ocupa este documento, sólo se produciría *aliasing* de las frecuencias comprendidas entre 247,5 kHz y 252,5 kHz.

Con la frecuencia de corte conseguida y la respuesta en frecuencia de este filtro se cumplen los requisitos necesarios para atacar cualquier conversor analógico digital que trabaje a una frecuencia de muestreo de 5 kHz y actúe como interfaz entre el sistema de adquisición de señales y el dispositivo de procesamiento de datos.

#### 4.1.4 Electrodo

La parte del sistema que se comentó en primer lugar al principio de este apartado eran los electrodos. Para ellos, será necesario construir elementos adicionales donde se colocarán los sensores que se utilizarán sobre la superficie del cuerpo del usuario. En este caso, se han implementado dos tipos de electrodos diferentes siguiendo la misma línea de diseño; el primero de ellos es un electrodo pasivo, mientras que el segundo de ellos será un electrodo activo.

Como sensores, en ambos casos, se han utilizado unos parches superficiales con fines médicos que se presentan en la figura 4-23.



Figura 4-23: Parches superficiales utilizados sobre la piel.

Estos parches consisten en una superficie adhesiva y una interfaz de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl) que entra en contacto con la piel, de forma que con ayuda de un gel conductor mejora el contacto entre el metal y la piel del usuario. Adicionalmente, los parches encajan perfectamente en el interior de broches automáticos metálicos como los que se usan habitualmente en la industria textil, de manera que se utilizarán los mismos botones como conectores entre los parches y los electrodos construidos.

#### 4.1.4.1 Electrodo pasivos

En este primer caso, se utilizarán únicamente como electrodos los conectores de botón comentados en el apartado previo. Estos botones se soldarán sobre trozos de placa de circuito impreso, de forma que se construirán dos placas para dos electrodos. Estas placas constituirán la parte que se colocará sobre los músculos y un electrodo adicional ubicado sobre una zona sin actividad mioeléctrica, como una zona tendinosa o próxima a una articulación y que actuará como referencia del circuito. En la figura 4-24 se muestra uno de los juegos de soportes para los electrodos pasivos junto con el conector utilizado en el equipo desarrollado para su conexión al sistema de adquisición de señales bioeléctricas.



Figura 4-24: Juego de electrodos pasivos.

#### 4.1.4.2 Electrodo activos

Para este segundo caso, se utilizará un circuito adicional colocado sobre la base que alberga los conectores de los electrodos. Concretamente, se utilizará el mismo circuito mostrado en la figura 4-6. De este modo, no será necesario utilizar la etapa del amplificador de instrumentación incluida en el circuito de adquisición que será puenteada.

Mediante este montaje se suprimirá el ruido que pueda aparecer contaminando la señal debido a la longitud del cable de los electrodos, ya que, la salida del amplificador de instrumentación es de baja impedancia y el ruido no se acopla. El inconveniente que presenta este sistema de electrodos es que, al contrario que utilizando electrodos pasivos, es necesario llevar la señal de alimentación hasta el lugar de colocación de los electrodos.

Nuevamente, el montaje es similar al caso anterior, con la salvedad de que en los electrodos dobles se incluye el circuito de la figura 4-6 y, además, será necesario llevar la alimentación hasta la zona del electrodo. En la figura 4-25 se muestra un juego de electrodos activos desarrollado.

Como se ha comentado, en este caso será necesario realizar un puenteo del amplificador de instrumentación de cada canal, pero este puenteo se realiza automáticamente con los conectores utilizados (explicado con mayor detalle en el *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*). De esta forma, el montaje utilizado en los electrodos es transparente para el equipo y el usuario final del mismo.



Figura 4-25: Juego de electrodos activos.

#### 4.1.5 Aspecto final

Finalmente todos los elementos del equipo de adquisición de señales bioeléctricas se han incluido en un primer subsistema. En él se han habilitado cuatro canales de adquisición y acondicionamiento junto con todos los elementos necesarios. Para la alimentación y comunicación USB, presentados en el *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*, se ha desarrollado un segundo subsistema. Esto se ha hecho así para conseguir independizar el sistema de acondicionamiento que puede ser utilizado de manera independiente con sistemas de alimentación, configuración y digitalización externos diferentes de los propuestos para propósitos específicos.

##### 4.1.5.1 Subsistema de adquisición y acondicionamiento

Esta es la parte principal del sistema donde se encuentran las placas de adquisición y acondicionamiento de señales. En este subsistema se han incluido los componentes necesarios para adquirir y acondicionar cuatro canales diferentes de señales bioeléctricas. Además, de las placas necesarias para este cometido, será necesario incluir los conectores para los electrodos, el conector para las comunicaciones con la interfaz, los periféricos necesarios para el correcto funcionamiento del sistema y, de forma opcional, indicadores luminosos para que el usuario conozca en todo momento la configuración del dispositivo. Se optó por utilizar la misma

configuración, en cuanto a ganancia y frecuencia de corte del filtro paso-alto se refiere, para los cuatro canales implementados, es decir, los parámetros configurables del sistema se aplicarán, en cada caso, con los mismos valores a todos ellos.

En lo correspondiente a los conectores, se han utilizado dos conectores tipo DIP circular de 12 vías para la entrada de los electrodos. Con este tipo de conectores, se tienen las entradas necesarias para utilizar electrodos pasivos o activos de forma transparente para el resto del equipo. De este modo, se ha optado por utilizar el amplificador de instrumentación de cada canal en el caso de utilizar electrodos pasivos y de no hacerlo cuando se opta por el uso de electrodos activos de forma externa. Para conectar el sistema de adquisición y acondicionamiento con el bloque digitalización, la interfaz con el ordenador y el sistema de alimentación se utilizan conectores DIP de alta densidad de 15 vías. De este modo, por este conector llegarán los 6 bits de configuración para los canales analógicos, idénticos para los cuatro, saldrán las salidas de los cuatro canales de adquisición y se utilizará para alimentar el equipo con la señal de 5 voltios y la referencia.

Adicionalmente a los elementos de conexión, se han incluido indicadores luminosos para conseguir, no solo que el usuario conozca el estado del sistema, sino para hacer más atractivo el diseño y aspecto del sistema. En este orden de cosas, se ha incluido un led indicativo que permanecerá encendido mientras el sistema este alimentado y activado, mediante el correspondiente interruptor, tres leds junto con un display de siete segmentos de indicación de la ganancia seleccionada y otros tres leds junto con otro display para indicar la frecuencia de corte del filtro paso-alto activada. De este modo, cada conjunto de tres leds indicarán en binario el valor que en el display correspondiente se indica en formato decimal. Para conseguir esta simple visualización será necesaria la construcción de una nueva placa de circuito. En este caso, se ha empleado como elemento principal un *driver* para display de 7 segmentos de ánodo común de la compañía *Texas Instruments* denominado SN54LS47, [261].

Con estos dispositivos adicionales, se consigue tener una visualización rápida y sencilla de la configuración de los canales de adquisición y acondicionamiento con el formato de codificación mostrado en (4.30), donde G y F se corresponden con el número de posición para la ganancia y la frecuencia de corte, respectivamente, en la tabla 4-4 y tabla 4-5. De esta forma, para un valor de G determinado, siguiendo la tabla 4-4 se obtiene el valor de ganancia total del equipo. De manera similar, siguiendo la tabla 4-5 y el formato de codificación (4.30), se obtiene la frecuencia de corte paso-alto de la configuración elegida.

$$G.F \tag{4.30}$$

G	0	1	2	3	4	5	6	7
Ganancia	2350	5000	11000	16500	28000	34000	50000	100000

Tabla 4-4: Ganancias totales del equipo utilizadas según el display del prototipo construido.

De esta manera, se consigue saber mediante dos números y con un único vistazo la configuración seleccionada en cada momento para los cuatro canales del subsistema.

Finalmente, se incluye en la figura 4-26 el aspecto general del subsistema construido así como una vista detallada del panel frontal y el trasero del mismo. En el panel frontal, pueden apreciarse los conectores circulares de 12 vías incluidos para la conexión de los electrodos y, en la parte derecha, los indicadores luminosos de configuración, en forma de display de 7 segmentos y de diodos emisores de luz. En lo que respecta al panel trasero puede verse el conector de 15 vías y alta densidad incluido.

F \ G	0	1	2	3	4	5	6	7
7	0,016Hz	0,033Hz	0,074Hz	0,11 Hz	0,189Hz	0,23 Hz	0,338Hz	0,677Hz
6	0,022Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,27 Hz	0,327Hz	0,48 Hz	0,96 Hz
5	0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,405Hz	0,49 Hz	0,72 Hz	1,44 Hz
4	0,074Hz	0,159Hz	0,35 Hz	0,52 Hz	0,89 Hz	1,08 Hz	1,59 Hz	3,18 Hz
3	0,159Hz	0,338Hz	0,74 Hz	1,117Hz	1,89 Hz	2,3 Hz	3,38 Hz	6,77 Hz
2	0,226Hz	0,48 Hz	1,06 Hz	1,59 Hz	2,7 Hz	3,27 Hz	4,82 Hz	9,64 Hz
1	0,34 Hz	0,72 Hz	1,59 Hz	2,38 Hz	4,05 Hz	4,919Hz	7,23 Hz	14,46Hz
0	0,748Hz	1,59 Hz	3,5 Hz	5,25 Hz	8,91 Hz	10,82Hz	15,91Hz	31,83Hz

Tabla 4-5: Frecuencias de corte paso-alto utilizadas según los displays indicadores del prototipo construido.

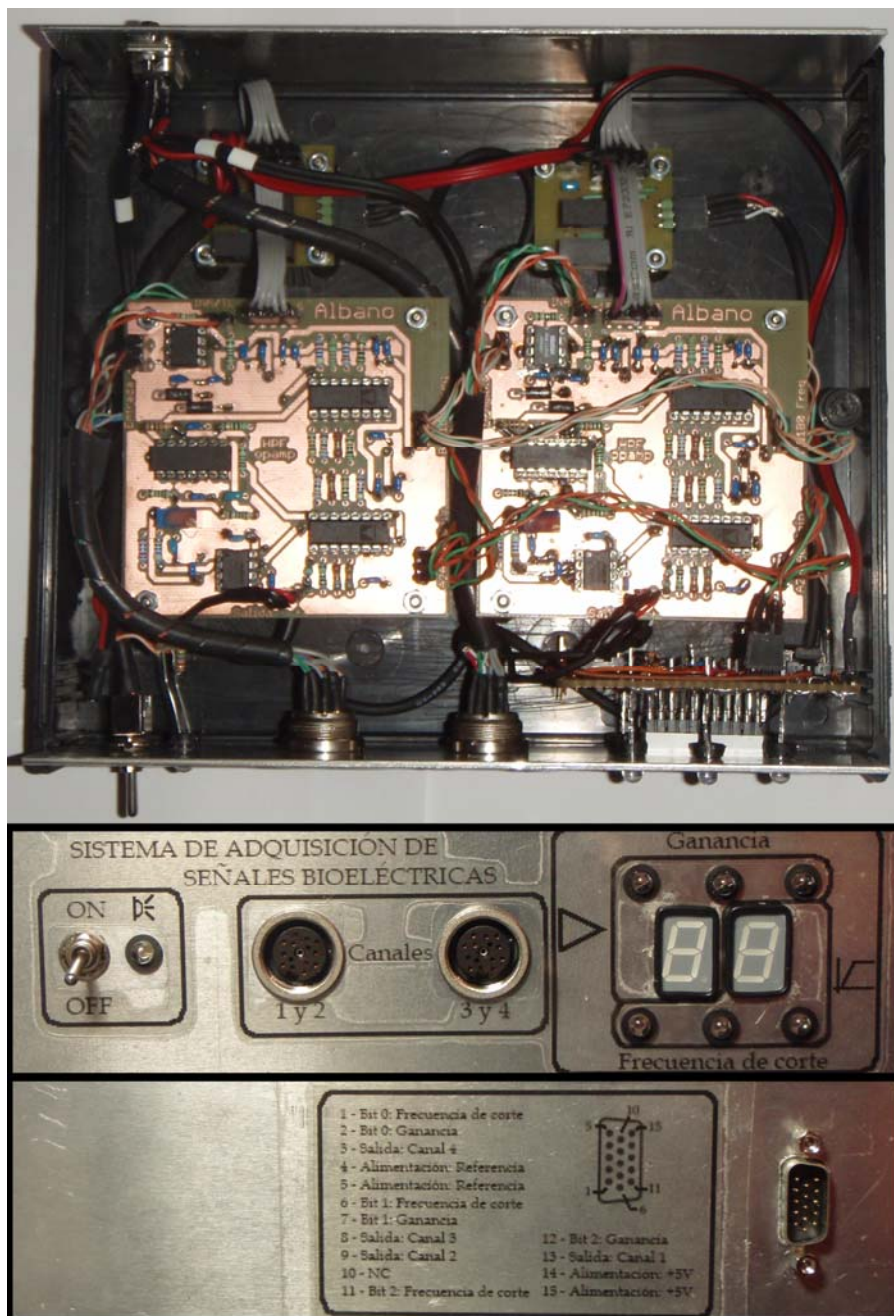


Figura 4-26: Aspecto general, panel frontal y trasero del subsistema de adquisición y acondicionamiento.

#### 4.1.5.2 Subsistema de digitalización y alimentación

En este caso, se ha optado por el desarrollo de un subsistema que incorpore todos los elementos explicados en el *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*, referentes a la alimentación y a la interfaz USB para conexión con un ordenador basada en una tarjeta de adquisición comercial.

Como ya se ha indicado, se construirá un segundo subsistema que contendrá la tarjeta de adquisición, USB comercial 1608FS [262], las placas de circuito impreso con las adaptaciones necesarias para obtener un funcionamiento correcto, los elementos de alimentación para todo el sistema y los periféricos necesarios para que sean implementadas todas las funciones requeridas y hacer atractivo el producto para los usuarios. Los elementos referentes a la alimentación del dispositivo y las adaptaciones realizadas en la tarjeta de adquisición se explican detalladamente en el apéndice II.

Del mismo modo que en el caso anterior, se han utilizado conectores DIP de alta densidad y 15 vías para la conexión entre ambos subsistemas. En este caso, se han incorporado dos conectores de modo que, un único subsistema de digitalización y comunicación USB pueda utilizarse con dos módulos de adquisición y acondicionamiento independientes, es decir, que puedan ser configurados con diferentes parámetros.

Como indicadores, se ha incluido un led de indicación de encendido del equipo y se ha prolongado el led indicador de la tarjeta de adquisición comercial hasta el panel frontal del subsistema, de modo que se conozca en todo momento el funcionamiento desde el exterior. De forma adicional, se han incluido otros dos leds y un interruptor de tres posiciones para añadir las funcionalidades al montaje con batería del equipo. Las dos posiciones permitidas fuera del reposo, se utilizarán, como se ha explicado, para realizar la carga de las baterías cuando sea menester y para comprobar la carga de las mismas cuando existan dudas sobre su estado.

Para la conexión entre el subsistema de digitalización y el sistema final de procesado se utilizará un cable USB desde el interior, que sale por la parte trasera. Para la conexión externa de alimentación a la red eléctrica se incluirá un jack en el panel trasero. En este caso, se debe utilizar una señal de 15 voltios de continua, donde el positivo será el conductor interior.

Para finalizar este apartado, se incluye una fotografía, figura 4-27, de los paneles frontal y trasero del prototipo utilizado como subsistema de digitalización, interfaz USB y alimentación para el sistema de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas desarrollado.



Figura 4-27: Vista de los paneles frontal y trasero del subsistema de digitalización, interfaz USB y alimentación desarrollado.



### 4.1.6 Aislamiento

Para conseguir que el dispositivo implementado cumpla los requisitos de seguridad de la instrumentación biomédica y evitar problemas de choque eléctrico en los pacientes y demás usuarios que utilicen el sistema de adquisición de señales bioeléctricas, se han utilizado diferentes componentes de aislamiento eléctrico. De este modo, se evitará que exista algún tipo de contacto entre el usuario y la red eléctrica u otro elemento del sistema conectado a la misma.

En este caso se ha introducido aislamiento en tres lugares diferentes. En primer lugar, el transformador conectado a la red eléctrica utilizado, cuando se elija este tipo de alimentación, tendrá el aislamiento necesario para evitar problemas durante su utilización. En segunda instancia, tal y como puede verse en el *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*, se utilizan convertidores DC-DC de la compañía *Traco ElectronicAG*, concretamente de la serie TMA, [263], que incorporan un aislamiento entre la señal de entrada y la de salida; esto se traduce en un aislamiento entre la señal de alimentación proveniente del transformador de la red eléctrica y la alimentación del circuito de adquisición y acondicionamiento de señales, que será lo que se conectará al cuerpo del usuario. No obstante si se requiere un aislamiento que cumpla las normativas vigentes bastaría con introducir los integrados de la serie TMV de la misma compañía, [264], estos integrados presentan un intercambio directo ya que la distribución de terminales es idéntica. Finalmente, para evitar la posible conexión a través del cable de USB entre la tarjeta de adquisición y el ordenador, posible fuente de descargas, se utilizará un aislamiento adicional en esta parte mediante un cable de fibra óptica. Para este cometido se utilizará un cable comercial de aislamiento USB mediante fibra óptica del fabricante *Icron*, figura 4-28.



Figura 4-28: Cable de aislamiento USB utilizando fibra óptica.

En el montaje final, se incorporará este cable en una de los prototipos construidos. El cable de aislamiento estará alimentado en el interior del equipo y, éste saldrá desde dentro sin necesidad de un conector específico o cable adicional para su conexión y correcto funcionamiento.

## 4.2 Interfaces adaptadas para discapacidad motora severa

Con el objetivo principal de que personas con un alto grado de discapacidad puedan controlar dispositivos, de propósito general o específico según el interés en cada caso, que en condiciones normales les serían imposibles de controlar, se han diseñado diferentes tipos de interfaces siguiendo una misma filosofía. Las interfaces desarrolladas permitirán mediante señales biomecánicas, partiendo de capacidades remanentes de los usuarios con discapacidad, controlar cualquier dispositivo periférico con un sistema de control adaptado.

Tras el estudio realizado en el *Capítulo 1: Introducción* y en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema* de la Tesis Doctoral, se ha decidido, para este cometido, emplear y diseñar diferentes interfaces basadas en movimientos residuales que quedan

remanentes en gran parte de la población discapacitada, señales biomecánicas. En este caso particular, se han elegido los guiños de los ojos como capacidad gestual remanente a detectar. De esta manera, se han construido diferentes interfaces aferentes y sensores con el fin de conseguir una mejor y más eficaz detección.

En este apartado se explicarán las diferentes partes que forman el sistema de detección y los diferentes sensores utilizados, así como el procesado en cada uno de los casos. Se pretende que la interfaz y el sistema de procesado sean capaces de detectar la orden para poder conectarlos a diferentes sistemas finales y conseguir que esta conexión sea lo más transparente posible para el usuario.

#### 4.2.1 Sensores mecánicos

Para la detección de los guiños se han desarrollado, como ya se ha indicado, diferentes tipos de sensores. En este subapartado se explicarán detalladamente aquellos sensores y sistemas de acondicionamiento con detección mecánica. La detección se realizará en los músculos del entorno ocular, concretamente en el músculo *orbicularis oculi*. En el caso que ocupa este documento es interesante discriminar entre movimientos voluntarios e involuntarios, por ello resulta interesante el uso de este músculo concreto ya que los parpadeos involuntarios no producen movimientos detectables en este músculo. Por otro lado, los guiños voluntarios producen un movimiento destacable en el entorno ocular que puede detectarse claramente en la superficie de la piel y permite discriminar fácilmente las órdenes del usuario.

Se utilizará una estructura basada en unas gafas convencionales que permitirá monitorizar el gesto de interés alrededor del ojo. La figura 4-29 presenta los tres tipos de interfaces construidos siguiendo la filosofía de detección mecánica. Estos tres tipos: interfaz con sensores ópticos de reflexión, interfaz basada en detección de patrones e interfaz basada en vibración se explicarán a lo largo de este subapartado.

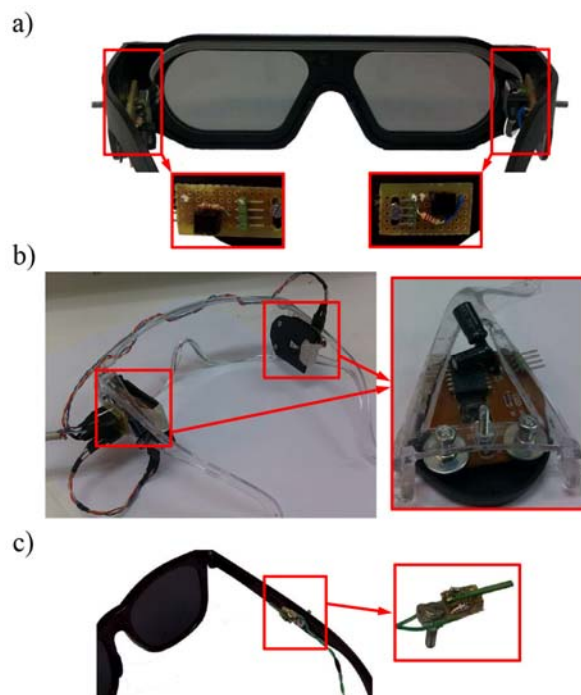


Figura 4-29: Diferentes interfaces aferentes adaptadas construidas para la detección de guiños de forma mecánica y basadas en una estructura de gafas: a) interfaz de sensores ópticos de reflexión de la luz, b) interfaz de detección de patrones y c) interfaz utilizando sensores de vibración. Los recuadros muestran el sensor empleado, en cada caso, en detalle.

#### 4.2.1.1 Sensores ópticos de reflexión

Para la detección de guiños utilizando sensores ópticos de reflexión se ha hecho uso de los dispositivos CNY70 de la compañía *Vishay Semiconductors GmbH*, [265]. Este dispositivo, cuyo esquema de funcionamiento, junto con su aspecto, puede verse en la figura 4-30, se compone de un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor sensible a la luz correspondiente a este tipo de emisiones.

Como puede concluirse tras la vista de la figura 4-30, el dispositivo CNY70 presenta el led y el fototransistor en una misma orientación, detectando la posible reflexión de la luz infrarroja en la superficie enfrentada. De esta forma, el led emisor, que funciona con una longitud de onda de 950 nm, emite luz infrarroja continuamente mientras que el fototransistor conducirá si detecta luz reflejada y no conducirá en caso contrario. La polarización necesaria para este circuito integrado es muy simple y se resume, junto con la correcta conexión del resto de patillas a la alimentación, en dos resistencias discretas externas, figura 4-31.

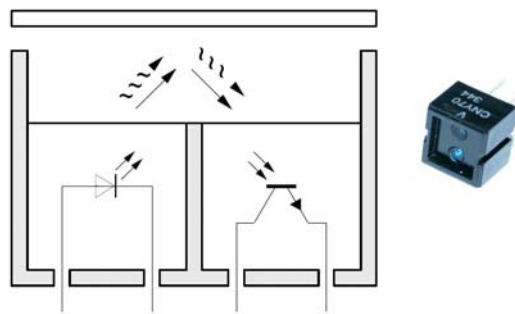


Figura 4-30: Esquema de funcionamiento del circuito integrado CNY70 (izquierda) y aspecto externo del mismo (derecha). Adaptada de [265].

Con el circuito mostrado en la figura 4-31 se pueden conseguir dos valores de voltaje en su salida,  $v_0$ . Bien se tendrá un valor similar al de referencia cuando no se obtiene reflexión de luz en la superficie enfrentada o bien se obtiene un valor cercano al valor de alimentación, en este caso 5 voltios, cuando se tiene un alto grado de reflexión. Por lo tanto, y como puede deducirse, el sistema implementado con estos sensores se asimila a un sistema digital, el problema reside en que la naturaleza de la señal muestreada,  $v_0$ , es analógica y pueden producirse variaciones de voltaje indeseadas que pueden ocasionar errores en la lectura. Para evitar este hecho resulta conveniente incluir un circuito integrado que convierta la salida analógica,  $v_0$ , en una señal digital fácilmente interpretable y no ambigua, para ello se ha utilizado el circuito integrado 40106 de la casa *Philips Semiconductors*, [266]. Este circuito integrado incorpora seis disparadores de *Schmitt* inversores independientes cuya función de transferencia se presenta en la figura 4-32.

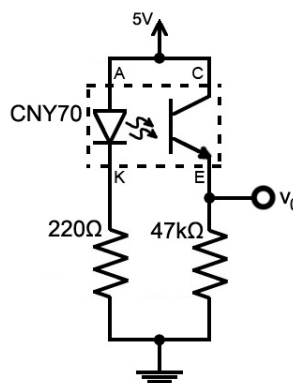


Figura 4-31: Circuito implementado para detección de guiños basado en reflexión de luz y el integrado CNY70.

Con el disparador interpuesto entre la salida de la figura 4-31,  $v_0$ , y la entrada del sistema de procesado se consiguen evitar falsas órdenes de los sensores ya que se consiguen definir los umbrales de detección, tanto de inicio como de fin. Además, mediante un ciclo de histéresis se eliminan falsas transiciones entre estados.

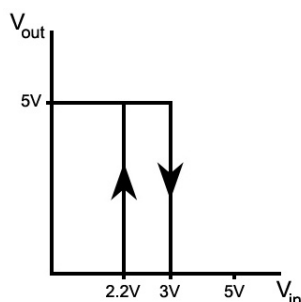


Figura 4-32: Función de transferencia de los disparadores de *Schmitt* empleados, [266].

Como ya se ha indicado estos sensores permiten discernir entre reflexión o no de la luz emitida, por lo tanto, para detectar posibles guiños del ojo será necesario colocar un elemento adicional que permita detectar este cambio de reflexión. Para este cometido se ha incluido una pegatina bicolor (blanca y negra) en el lateral del ojo que proporciona un cambio de blanco a negro cuando se produce el guiño, figura 4-33. En la figura, además, de la pegatina colocada en el lateral de la cara de un usuario, puede observarse la colocación del sensor de reflexión en estado de reposo. Lo que se consigue es la detección de color blanco, reflexión total, en reposo y de color negro, reflexión nula, mientras se produce el guiño, esto se traduce en un cambio de señal en la salida  $v_0$  del circuito de la figura 4-31.

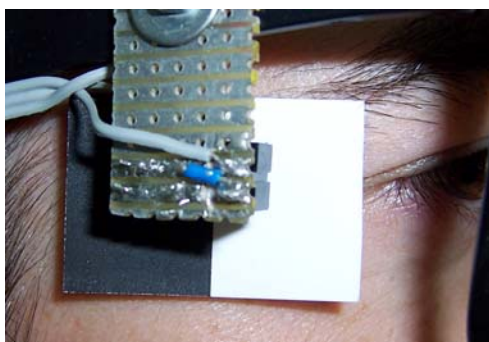


Figura 4-33: Detalle de la pegatina bicolor necesaria para el funcionamiento del sensor de reflexión.

La señal de salida es digitalizada según el procedimiento descrito en este apartado y, posteriormente, se procesa utilizando un sistema basado en microcontroladores o una plataforma hardware de prototipado, por ejemplo, Arduino, [267]. El procesado asociado a estas señales se explicará conjuntamente con el correspondiente a todos los sensores mecánicos utilizados en este apartado.

#### 4.2.1.2 Sensores ópticos de detección de patrones

El sistema de detección de guiños mediante detección de patrones está basado en los circuitos de los ratones ópticos convencionales utilizados para el control de ordenadores. Este tipo de ratones disponen de fotosensores que envían señales del patrón observado a un procesador digital de señales (DSP, del inglés *Digital Signal Processor*), que procesa y compara el patrón con los anteriores. De esta forma, mediante comparación directa se consigue la dirección y el desplazamiento realizado con el ratón. Para conseguir un correcto funcionamiento

de este tipo de sensores son necesarias, únicamente, algunas piezas del circuito original de un ratón convencional. Concretamente será necesario el led que ilumina la superficie de detección, un prisma que focaliza el haz de luz de este led, un circuito integrado con cámara que digitaliza la imagen, una lente colocada delante del objetivo para enfoque y el circuito de procesado DSP. Con estos elementos será posible detectar el movimiento producido en la superficie de interés a la que enfoca la cámara del dispositivo. Los componentes necesarios para la detección mediante patrones se muestran en la figura 4-34, junto con los periféricos necesarios sobre la placa de circuito impreso utilizada.

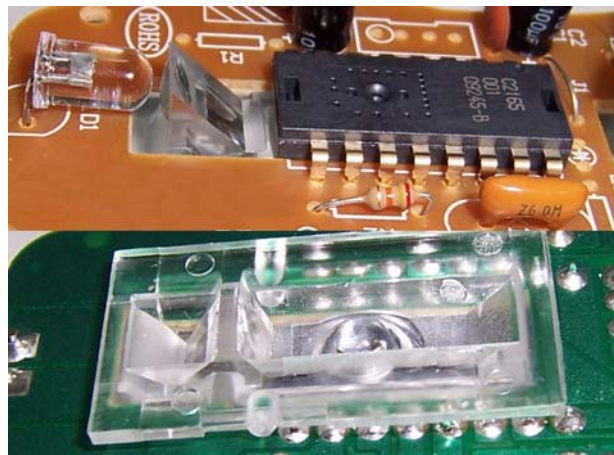


Figura 4-34: Vista superior e inferior de la placa de circuito impreso con los componentes necesarios para detección de movimiento basada en patrones.

Al contrario que en el caso anterior, sensores ópticos de reflexión, si se utilizan los sensores ópticos de detección de patrones, no será necesario incluir ningún elemento adicional, simplemente, el dispositivo debe permanecer muy próximo a la piel del usuario, permitiéndose el desplazamiento de ésta, en la zona de detección.

En este caso particular, tras el procesado realizado por el DSP para la comparación de patrones y la detección de movimiento, será necesario realizar un nuevo procesado utilizando la plataforma hardware Arduino. Debido a la facilidad de control del dispositivo ratón y a que utiliza de forma estandarizada el protocolo PS/2 para comunicarse con el ordenador, éste también será utilizado para su comunicación con la plataforma de procesado. El protocolo PS/2 dispone de dos señales, una de reloj para sincronización y otra de datos, que permitirán de forma sencilla conocer el movimiento detectado, ya que el DSP enviará un byte de datos indicando el movimiento relativo realizado, respecto al anterior, en dos direcciones perpendiculares. Debido a esta característica del dispositivo utilizado es posible incluir, fácilmente, diferentes umbrales para la detección de las órdenes discriminando posibles movimientos involuntarios.

#### 4.2.1.3 Sensores de vibración

Para la detección de guiños mediante sensores de vibración, se ha elegido un sensor de tipo piezoeléctrico bimorfo, concretamente el modelo BM15015-06HC de la compañía *Low Power Radio Solution*. Este tipo de sensores responden a las deformaciones mecánicas con una diferencia de potencial en sus bornes, es decir, son sensores generadores, por lo tanto no será necesario llevar una señal de alimentación hasta el sensor para que éste funcione. Existen diferentes materiales con propiedades piezoeléctricas que servirían para la función que se persigue diseñar, en el caso particular de este trabajo, se han elegido sensores cerámicos, figura

4-35. Estos sensores poseen unas características adecuadas a la aplicación que se pretende realizar y se ven favorecidos por su pequeño tamaño (dimensiones de 15 x 1,5 x 0,6 mm). El sensor utilizado presenta una constante piezoeléctrica de 12,1, una capacidad promedio en serie de 750 pF, una resistencia en paralelo de 50 M $\Omega$  y, según las especificaciones, para una configuración de voladizo con sujeción de 5mm, una vibración de 10  $\mu\text{m}_{\text{pp}}$  produciría una señal de 4 V $_{\text{pp}}$ .



Figura 4-35: Fotografía de los sensores piezoeléctricos utilizados en la interfaz de detección de vibración.

Al igual que en los casos anteriores, con estos sensores, se pretende detectar la vibración sobre la piel debida al movimiento de los músculos del entorno ocular. Para su utilización sobre el paciente usuario es preciso fijar mecánicamente el sensor de modo que esté en contacto con la piel de una manera adecuada. Para ello debe procurarse que el sensor no dificulte el desplazamiento natural de la piel durante el guiño voluntario, pero también que el contacto no amortigüe excesivamente la vibración del dispositivo, atenuando su señal de salida. Estas necesarias precauciones se abordan a partir de un ajuste individualizado del subsistema sensor sobre cada paciente.

Para conseguir una señal interpretable por el sistema de procesado posterior, se utilizará un circuito de acondicionamiento, figura 4-36. Este circuito de acondicionamiento incorpora un amplificador inversor basado en un amplificador operacional, circuito integrado TL08X, [256], y un circuito monoestable para el que se ha usado el circuito integrado NE555, [268], ambos de la compañía *Texas Instruments Inc.*

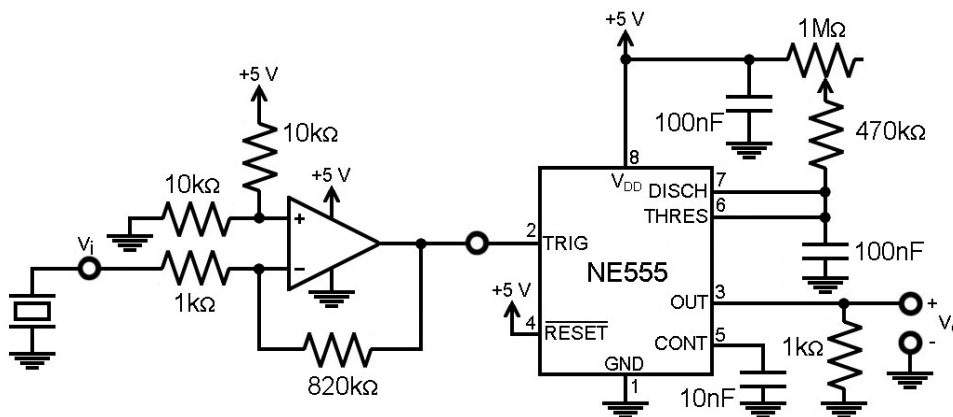


Figura 4-36: Circuito de acondicionamiento implementado junto al sensor de vibración piezoeléctrico.

Con la primera parte del circuito de la figura 4-36 se consigue adecuar la señal, adaptar impedancias e introducir un valor de *offset* de 2,5 voltios, de forma que a la entrada de la patilla 2 del NE555 la señal presenta la salida obtenida del sensor con unas características aptas para su utilización. Se ha comprobado experimentalmente el correcto funcionamiento del circuito; la configuración final y los valores de los componentes utilizados se han obtenido a base de prueba y error. Aunque, habitualmente, es necesario realizar una amplificación de la señal de salida de un sensor piezoeléctrico mediante una bomba de carga, experimentalmente, se ha demostrado que el circuito de la figura 4-36 tiene una funcionalidad óptima. Debido a las características

inherentes al sensor el análisis de ganancia del circuito no responde a las ecuaciones habituales e incluirá, adicionalmente, un efecto de filtrado.

Tras la etapa de adaptación de la señal será necesario incluir un circuito que elimine los posibles rebotes ocasionados por el sensor y, además, proteger al sistema de procesado frente a una posible sobretensión. Para ello, como se ha comentado, se implementó un sencillo circuito basado en el temporizador integrado 555 en configuración monoestable. En esta configuración se consigue que el circuito tenga un único estado estable y que cuando la señal en la patilla 2 sea inferior a un determinado voltaje, la tercera parte de  $V_{cc}$ , la salida pase a estar en alta durante un intervalo de tiempo conocido y definido previamente mediante un producto RC. En el caso particular de la figura 4-36, el producto RC viene determinado por el condensador y la resistencia conectados a la patilla 6; para hacer más flexible y adaptable a distintos usuarios el diseño, se ha utilizado una resistencia en serie con un potenciómetro consiguiendo tiempos de impulso entre 51,7 ms y 161,7 ms.

De esta manera, se garantiza que se produce un único cambio en la señal de salida,  $v_o$ , para cada guiño producido por el usuario, además, la señal producida por el circuito integrado 555 es apta para el sistema de procesado, ya sea un microcontrolador o una plataforma Arduino, y presenta un nivel lógico en alto de 3,3 voltios.

## 4.2.2 Sistema de procesado

Los tres tipos de sensores explicados en el apartado 4.2.1 se interconectan con un sistema de procesado específico, en este caso, en un principio, se utilizaron sistemas basados en microcontroladores de la compañía *Microchip Technology Inc.* que fueron sustituidos por la plataforma Arduino, concretamente se utilizaron los modelos Duemilanove y Uno, [267]. Arduino es un dispositivo hardware, figura 4-37, que incorpora un microcontrolador de la serie ATmega de la casa *Atmel Corporation*.

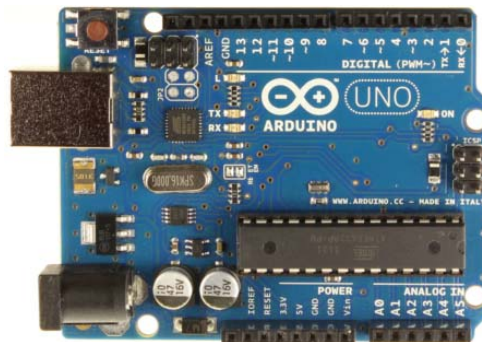


Figura 4-37: Fotografía de la plataforma Arduino (extraída de [267]).

Este dispositivo presenta todos los componentes necesarios para un completo funcionamiento: microcontrolador, memoria, interfaces de entrada/salida, grabador de programa, conectores para datos y de alimentación externa, este hecho facilita y simplifica el diseño electrónico. Además, Arduino es una plataforma abierta, tanto a nivel hardware como software, que tiene una gran comunidad de usuarios lo que facilita el desarrollo de aplicaciones.

Con este dispositivo como sistema de procesado, y una vez que el programa haya sido previamente cargado desde un ordenador anteriormente, lo único necesario será realizar las conexiones pertinentes de los sensores explicados a la plataforma Arduino y suministrar alimentación a éstos para su correcto funcionamiento. Una vez conectados los sensores, la plataforma procesa la información y puede otorgar señales de salida para el control de diferentes

actuadores utilizando conexiones específicas o aplicaciones software en un ordenador mediante el enlace USB que incorpora.

El lenguaje de programación para este dispositivo es un pseudocódigo basado en lenguaje C y se utiliza un entorno de desarrollo propio que incorpora todos los elementos propios de los entornos de programación. De esta manera, es rápido y sencillo el desarrollo de programas, también denominados *sketchs* para el caso concreto de Arduino.

El programa creado presenta diferentes formas de detección para cada uno de los sensores presentados en los apartados anteriores pero, en todos casos, se pretende discriminar cinco posibles órdenes: guiño izquierda, guiño derecha, combinación secuencial guiño izquierda guiño derecha, combinación secuencial guiño derecha guiño izquierda y combinación de ambos guiños simultáneos.

Tras la inicialización del programa, también diferente en cada caso, se comenzará con la detección de las posibles órdenes o movimientos de interés efectuados por el usuario.

Para el sistema de reflexión se empleará un *sketch* haciendo uso de las interrupciones que incorpora el microcontrolador de manera que, cuando hay un cambio en alguna de las señales de salida de los sensores, se mide el intervalo de tiempo que dura el cambio y, si este es mayor que un determinado umbral, se toma como guiño efectivo.

En el caso de los sensores por detección de patrones, al utilizarse piezas originarias de ratones ópticos se utilizará el protocolo PS/2 de funcionamiento de los periféricos de ordenador. De forma que, periódicamente, el sistema de procesado detectará el movimiento absoluto del patrón, es decir, el sensor tras el pre-procesado realizado en el DSP incorporado, dará cifras del movimiento realizado en dos direcciones, este movimiento es transformado a unidades absolutas de desplazamiento y, si supera un cierto umbral, se marca la detección de la orden correspondiente.

Finalmente, para los sensores de vibración se empleará un método basado en interrupciones similar al de los sensores de reflexión de luz pero, en este caso, no es necesaria realizar una comprobación temporal para ver si supera un cierto umbral, ya que se ha definido una duración del impulso con el monoestable incluido en el acondicionamiento de la señal de salida del sensor. Es decir, la resolución del problema de la determinación de si ha existido un guiño voluntario se realiza previamente mediante el circuito analógico que acondiciona las señales de estos dispositivos, figura 4-36.

De este modo, se consigue detectar la orden realizada por el usuario y se tiene el sistema preparado para realizar la actuación oportuna según la aplicación concreta que se pretenda ejecutar o el envío de una orden genérica a otro dispositivo.

### 4.2.3 Reconocimiento de imágenes

En anteriores subapartados se han presentado diferentes interfaces adaptadas a la discapacidad motora severa encargadas de la detección de señales biomecánicas voluntarias, concretamente de guiños de los ojos, y su dispositivo de procesado. En este subapartado, se va a presentar una técnica adaptada a la discapacidad motora severa y basada en señales biomecánicas pero, en este caso, no se detectarán guiños voluntarios de los usuarios, sino que los movimientos que se transformarán en comandos serán realizados con la cabeza. Para conseguir detectar correctamente los movimientos del usuario se utiliza reconocimiento de imágenes, es decir, se monitoriza al paciente usuario con una cámara estática y se cuantifican los desplazamientos realizados.



El reconocimiento de imágenes puede ser un sistema determinante a la hora de actuar como interfaz entre un usuario y un determinado dispositivo. En todo caso, si se utiliza esta técnica será necesario tener una elevada capacidad computacional y, en principio, se utilizará un ordenador para desempeñar las tareas de procesamiento. Por lo tanto, para conseguir una interacción completa entre el usuario y el sistema a controlar, se utilizará un ordenador que lleve conectada una cámara. Para ello se ha construido una aplicación en un entorno de desarrollo bajo el sistema operativo Windows utilizando la librería de código abierto para visión artificial OpenCV, [269], y las funcionalidades de comparación de patrones (*template matching*) y de detección de caras (*haar-like-features*) que incorpora.

En este caso, se utilizará como patrón el entorno del ojo y, debido a los problemas con la detección de guiños, se utilizará un seguimiento del patrón (región de interés; ROI, del inglés, *Region Of Interest*) por la pantalla como señal de control. De esta manera, se definen órdenes en función de la posición que tome la cara del usuario en la imagen registrada: desplazamiento superior, desplazamiento inferior, desplazamientos laterales y estado de reposo. Además, se definen una serie de umbrales para evitar una situación de falsa detección.

Para realizar la detección de los ojos de una persona es necesario, en primer lugar, detectar la cara del usuario para lo que se aplicará el clasificador de rostros incorporado en OpenCV. Tras esta detección, se creará una ROI de esa zona y se buscarán los ojos, mediante el clasificador de la librería. La ROI puede definirse como una región rectangular de una determinada imagen segmentada para conseguir un procesamiento más eficiente. Una vez definida la ROI, la mayoría de las funciones de procesamiento de OpenCV trabajarán, solamente, atendiendo a esa zona, lo que acelera las aplicaciones.

El funcionamiento del algoritmo del programa es sencillo. En primer lugar, se comprueba una bandera que indica si la ROI está definida, en caso contrario y, si existe algún *frame* de video, realiza una función de definición de la ROI y habilita la bandera. Una vez definida la ROI, se ejecutará una función encargada de encontrar en los *frames* de video la platilla definida y actualizar la posición de la misma en la imagen. Estas posiciones se comparan con las iniciales y, si se superan los umbrales definidos, se determina el movimiento.

La interfaz final de usuario en la pantalla del ordenador se presenta en la figura 4-38 aunque tras un periodo de aprendizaje el sistema podría ser controlado sin necesidad de utilizar una realimentación visual de las órdenes.



Figura 4-38: Interfaz de usuario en la pantalla del ordenador de la aplicación de reconocimiento de imágenes implementada.

En la figura 4-38 se han etiquetado con números diferentes zonas de la pantalla. La zona 1 muestra la consola con la información recogida tras el procesado, en ella se indicará el movimiento detectado y la orden de envío. La zona 2 presenta una ventana con la cara del usuario correspondiente al *frame* de vídeo que se utiliza para localizar la cara y el ojo del usuario. La ventana indicada como 3 muestra la ROI utilizada para el procesado del video registrado, correspondiente a una pequeña zona en el entorno del ojo. Finalmente, la ventana 4 muestra el *frame* momentáneo de vídeo registrado y marcado con un rectángulo la zona correspondiente a la ROI seleccionada. Esta posición se consigue mediante técnicas de diferencias al cuadrado normalizadas, extrayendo los puntos máximos y mínimos de la comparación consiguiendo la posición del ojo en cada momento.

### 4.3 Reconocimiento de voz

Un sistema de reconocimiento de voz es todo aquel sistema que es capaz de reconocer uno o varios comandos de voz ejecutados por uno o varios usuarios. La utilidad principal que se quiere conseguir con este tipo de interfaces es el control de dispositivos actuadores con diferentes objetivos. De esta manera, se presenta un nuevo tipo de interfaz aferente adaptada para todo tipo de usuarios, ya presenten alguna discapacidad o no. Por ejemplo, el dispositivo podría ser utilizado como interfaz aferente de un sistema transductor para personas con una hipoacusia severa utilizando una interfaz eferente de estimulación.

En este apartado se presentará el sistema de reconocimiento completo. En primer lugar, se expondrá una parte hardware utilizada para acondicionar la señal captada por un micrófono. Este hardware es necesario para aumentar el insuficiente margen dinámico de trabajo que ofrece el dispositivo. De esta manera, se pueden registrar con un nivel adecuado las señales acústicas procedentes desde diferentes distancias y/o con distintas intensidades. Y, en segundo lugar, se presentará la aplicación software implementada en el ordenador, empleado como sistema de procesado, que se encarga de la detección del comando, utilizando herramientas potentes ya existentes vía Internet.

#### 4.3.1 Hardware

En este apartado se describirá detalladamente el circuito de acondicionamiento desarrollado e implementado en una placa de circuito impreso para el correcto funcionamiento del micrófono, en este caso se ha elegido utilizar un micrófono de ambiente de bajo coste. Como se ha indicado anteriormente, el objetivo principal perseguido es aumentar el margen dinámico de la señal de entrada y, de este modo, facilitar la eficiencia del reconocimiento del habla y proporcionar una mayor movilidad del usuario respecto al dispositivo captador, posibilitándose el reconocimiento de los comandos desde una mayor distancia.

El esquema general se presenta en la figura 4-39. En el circuito pueden observarse las partes fundamentales: el micrófono, encargado de captar las señales acústicas, y dos etapas de acondicionamiento, basadas en un amplificador operacional y en el circuito integrado SSM2166 de la compañía *Analog Devices Inc.*, [270].

La etapa de acondicionamiento previa al circuito integrado SSM2166, está encargada de alimentar el micrófono, que necesita alimentación externa, y de otorgar un primer factor de ganancia a la señal de entrada. Para la alimentación del micrófono monoaural utilizado, en torno a 1,1 voltios, se utilizará un potenciómetro,  $R_1$ , y la fuente de alimentación de 5 voltios de todo

el circuito. La etapa de amplificación utilizada es una configuración inversora básica con nivel de continua en la patilla positiva, de esta forma se consigue una ganancia determinada por el cociente  $R_3/R_2$ , fijado a 2. El nivel de continua fijado en la patilla positiva del amplificador operacional será de 2,5 voltios, utilizando valores idénticos para  $R_4$  y  $R_5$ .

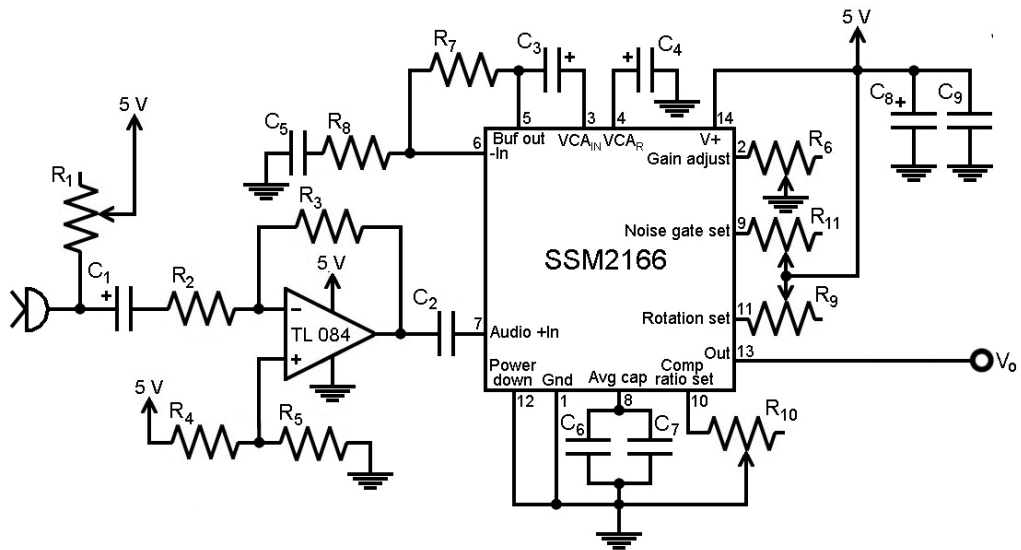


Figura 4-39: Circuito de acondicionamiento de la señal captada por el micrófono para el sistema de reconocimiento de voz.

El circuito integrado SSM2166, orientado a la preamplificación de señales de audio, permite, mediante la correcta configuración de componentes pasivos externos, variaciones en distintos parámetros del audio. El objetivo de configuración de los parámetros es que la señal acústica presente las condiciones óptimas para el reconocimiento del habla. Los parámetros ajustados han sido la ganancia, el punto de rotación, el umbral de ruido, el ratio de compresión y la constante de tiempo del circuito de verdadero valor eficaz. Estos parámetros se configurarán de manera experimental con el objetivo de conseguir las mejores prestaciones del dispositivo.

- **Ganancia.** La ganancia de la señal permite aumentar el valor de la señal a la salida. En el circuito integrado SSM2166 existen dos formas, independientes, de ajustar la ganancia. En primer lugar, la ganancia del amplificador controlador por tensión (VCA) se consigue mediante la patilla 2 del integrado,  $R_6$ , y permite valores entre 0 y 10. Y, en segundo lugar, se puede configurar la ganancia, también entre 0 y 10, de un buffer de entrada en configuración no inversora mediante las resistencias externas  $R_7$  y  $R_8$ . En este caso, se ha ajustado  $R_6$  a 1,2 k $\Omega$  que consigue una ganancia nula;  $R_7$  a 10 k $\Omega$  y  $R_8$  a 1 k $\Omega$  que otorgará un factor de ganancia 10.
- **Punto de rotación.** Este parámetro controla el nivel mínimo de señal a partir del cual se limita la señal de salida. Puede variar entre 20 mV<sub>rms</sub> y 1 V<sub>rms</sub> y se configura de manera inversamente proporcional a una resistencia colocada en la patilla 11,  $R_9$ . Los mejores resultados se han conseguido con un punto de rotación muy bajo que, combinado con la ganancia establecida, permite el reconocimiento de la voz a una distancia de varios metros y, adicionalmente, permite limitar posibles señales de ruido existentes. Si este parámetro se fija a un valor muy elevado, la señal de salida puede alcanzar niveles altos cuando se habla cerca del micrófono, apareciendo distorsión y dificultando el reconocimiento. Además, el ruido no se limita suficientemente, provocando que señales indeseadas interfieran en el resultado.

- Umbral de ruido. Con este parámetro se fijará el nivel de la señal de entrada por debajo del que se atenuará la señal de salida, se utilizará para eliminar el posible ruido de fondo que no interesa al reconocimiento. Nuevamente, se utilizará una resistencia conectada, en este caso, a la patilla 9,  $R_{11}$ , para su configuración de manera inversamente proporcional a ésta y con valores entre  $300 \mu V_{rms}$  y  $20 mV_{rms}$  de señal de entrada. Experimentalmente, se ha configurado este parámetro en torno a los  $10 mV_{rms}$  y, hay que tener en cuenta que no puede reducirse excesivamente porque los comandos lejanos al micrófono serían atenuados de manera indeseada.
- Ratio de compresión. El ratio de compresión está relacionado con el cambio que sufrirá la señal de salida en función del cambio de la señal de entrada. Para el circuito integrado SSM2166 existen 5 posibles configuraciones, intercambiables con la resistencia  $R_{10}$  conectada a la patilla 10. Tras los resultados experimentales se ha utilizado un ratio 2:1 con una resistencia  $R_{10}$  de  $8 k\Omega$ .
- Constante de tiempo del circuito de verdadero valor eficaz. Este parámetro se fijará mediante el condensador situado en la patilla 8,  $C_6$  y  $C_7$  en paralelo. El condensador debe estar comprendido entre  $2 \mu F$  y  $47 \mu F$  y, a mayor valor, más lenta será la respuesta de la salida a cambios en la entrada.

Como se ha comentado todos los valores de las resistencias, potenciómetros y condensadores se ajustaron de manera experimental utilizando el osciloscopio, para la configuración de todos los parámetros. De esta manera, la señal de salida del circuito de acondicionamiento presenta las características deseables para conseguir un correcto reconocimiento empleando el software desarrollado para tal fin.

### 4.3.2 Software

En este bloque software se llevará a cabo el reconocimiento del habla, y, consecuentemente, el resto de acciones, partiendo de la señal acondicionada en la parte hardware. El aspecto de la aplicación software de la interfaz aferente de reconocimiento de voz se muestra en la figura 4-40.



Figura 4-40: Interfaz de usuario en la pantalla del ordenador de la aplicación de reconocimiento de voz implementada.

El software estará dividido en dos partes: una herramienta de reconocimiento de habla y una aplicación de procesado en Java. La parte de reconocimiento del habla está basada en la

herramienta de reconocimiento del navegador Chrome de Google, [271]. De esta forma, la herramienta se incluirá en un documento HTML que constituirá, en esencia, la interfaz de usuario. Tras ser accionada por el usuario, la aplicación recoge la señal de audio digitalizada en el ordenador, la envía al reconocedor de Chrome y recibe el comando de respuesta identificado. Una vez que el comando ha sido recibido, éste se envía a la aplicación Java encargada del procesado. La aplicación Java compara el patrón del comando recibido con la lista de posibles comandos y muestra por pantalla el comando reconocido y si es necesario envía las órdenes pertinentes por puerto serie.

La utilización de la herramienta de reconocimiento de voz del navegador Chrome implica el uso de Internet para un correcto funcionamiento y la necesidad de instalar un servidor local para poder obtener los comandos pronunciados por el usuario. Esta aplicación incorpora, además del módulo de procesado, diferentes módulos de configuración, figura 4-40. Los módulos de configuración permiten incluir diferentes patrones de reconocimiento asociados a diferentes órdenes, iniciar el servidor local necesario para el funcionamiento o configurar un puerto serie inalámbrico (Bluetooth) con el objetivo de enviar comandos a un sistema actuador externo.

## 4.4 Electroestimulación funcional

El objetivo que se ha perseguido a la hora de construir un dispositivo de electroestimulación funcional es, principalmente, la bipedestación, conseguir que un sujeto con una discapacidad motora elevada pueda levantarse, permanecer de pie y sentarse de forma autónoma. Adicionalmente, se han elegido otros objetivos rehabilitadores secundarios para los que se incluirán funcionalidades en el electroestimulador funcional desarrollado.

Las funcionalidades que debe tener el sistema electroestimulador se conseguirán mediante la correcta asociación entre el hardware y el software que se desarrolle, de manera que el sistema construido sea completamente operativo. Al tratarse de un diseño mixto, hardware y software, habrá que decidir que partes se incluyen dentro del hardware, aumentando el coste y el tamaño pero mejorando la velocidad del sistema, y que otras se programan mediante software, consiguiendo características complementarias al caso anterior. Se quiere conseguir un equipo final robusto frente a posibles golpes imprevistos, fiable en cuanto a su funcionalidad, con una correcta respuesta temporal de cara a su usabilidad y que sea un sistema compacto y ligero. En lo referente a la seguridad, el sistema no debe poner en peligro la integridad física de los usuarios y, en la medida de lo posible, avisar de cualquier mal funcionamiento. En este apartado se explicará el equipo final implementado tanto a nivel hardware como software.

### 4.4.1 Parte hardware

Para el desarrollo de la parte hardware, el diseño se ha basado en el uso de un microcontrolador de la serie PIC de la compañía *MicrochipTechnology Inc.*, concretamente se ha utilizado el microcontrolador PIC16F877, [272]. Con el uso de este microcontrolador y siguiendo el diagrama de bloques mostrado en la figura 4-41, se consiguió tener una completa operatividad del equipo desarrollado.

Como puede verse en la figura 4-41 los bloques básicos del sistema serán: el microcontrolador, un convertidor digital-analógico (DAC, del inglés *Digital-Analog Converter*) externo con un buffer, un conversor DC-DC para conseguir los voltajes de estimulación de

interés y, finalmente, una etapa de salida, donde se conectarán los electrodos de estimulación usados por el paciente, que permita cambiar la polaridad de la señal. Para el control del usuario se ha incluido un teclado de ocho botones; además, se permite conectar una botonera externa adicional y un conector para la conexión de sensores específicos. Para conseguir una completa interacción se ha incluido una pantalla de tipo LCD para mostrar información. En el diagrama se han presentado los elementos necesarios para el funcionamiento de un canal, pero en el caso práctico algunos de los elementos incluidos son utilizados por varios canales de los ocho implementados. De esta manera, el DAC y el convertor DC-DC son compartidos por cada cuatro canales, mientras que cada uno de ellos presenta una etapa de salida independiente.

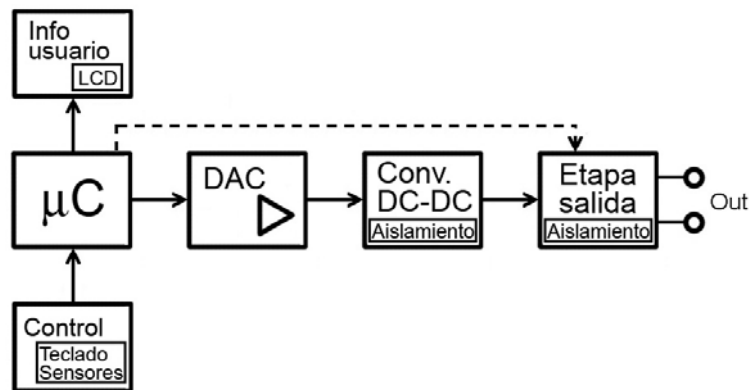


Figura 4-41: Diagrama de bloques del sistema electroestimulador implementado.

En este subapartado se explicarán cada una de las partes de este sistema dejando para el siguiente la parte correspondiente al PIC, los aspectos software y las señales programadas.

#### 4.4.1.1 Conversor digital-analógico y buffer

Como ya se ha indicado, en el prototipo se han incluido dos convertidores digital-analógico (DAC), uno para cada cuatro canales. En este caso, se ha optado por la utilización del circuito integrado AD7528, [273], de la casa *Analog Devices, Inc.* que incorpora dos convertidores digital analógico independientes con un terminal que permite elegir uno u otro. Este dispositivo, figura 4-42, dispone de ocho entradas digitales que se conectarán directamente al PIC, entradas de control y una salida analógica para cada convertor. Se han elegido unos voltajes de referencia para ambos convertores de 0 y 15 voltios que permitirán obtener un voltaje de salida entre estos dos valores. Es necesario tener en cuenta los diferentes tiempos de mantenimiento que presenta el circuito DAC para evitar errores en la conversión.

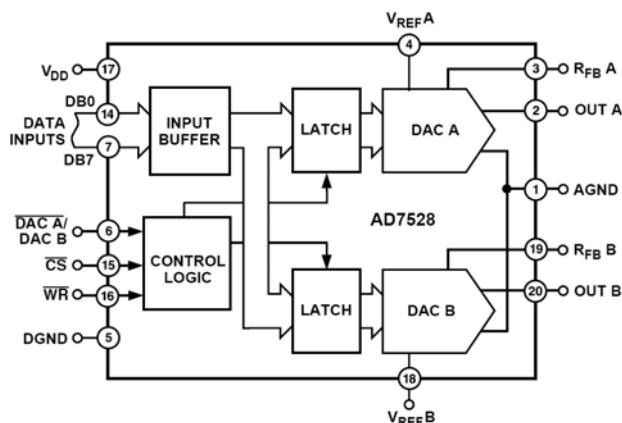


Figura 4-42: Diagrama de bloques del circuito integrado AD7528 (extraído de [273]).

Conectado en cascada a la salida de este dispositivo se ha incluido un buffer, concretamente el integrado LM6321, [274]; de *Texas Instruments Inc.*, que permitirá conseguir una mayor corriente a la salida del convertor y unas mejores características de salida de la señal. Esta señal de salida se corresponde con un voltaje intermedio de estimulación entre 0 y 15 voltios que será utilizado en el convertor DC-DC para obtener un voltaje de estimulación de utilidad para las aplicaciones de interés. Este voltaje de estimulación debe ser mucho mayor al de salida de esta etapa pero proporcional al mismo.

#### 4.4.1.2 Convertor DC-DC

Un convertidor DC-DC es un circuito electrónico de potencia que convierte un voltaje, generalmente no regulado, de continua (DC), en otro voltaje DC distinto y regulado. La regulación suele estar basada en el uso de una señal modulada por ancho de pulso (PWM, del inglés *Pulse-Width Modulation*) a una frecuencia determinada que conmuta un dispositivo, normalmente, un BJT, MOSFET o IGBT.

Existen cuatro tipos diferentes de convertidores DC-DC, en el caso que ocupa, son de especial interés los convertidores elevadores que consiguen, únicamente, una relación entre el voltaje de salida y de alimentación mayor o igual que uno, es decir, de tipo *boost*. Aunque existen otras configuraciones que permiten conseguir una relación entre el voltaje de salida y el de alimentación mayor o igual que uno, la configuración *boost* es la que permite conseguir una relación más alta entre voltajes para un ciclo de trabajo menor de la señal de conmutación. El inconveniente que presenta esta configuración es que no permite conseguir relaciones entre voltajes de salida y entrada inferiores a uno, este problema no es importante ya que el voltaje de alimentación es de 18 voltios y voltajes menores no tienen mucha utilidad en las aplicaciones de electroestimulación funcional que se pretenden conseguir.

El circuito utilizado para este cometido se muestra en la figura 4-43.

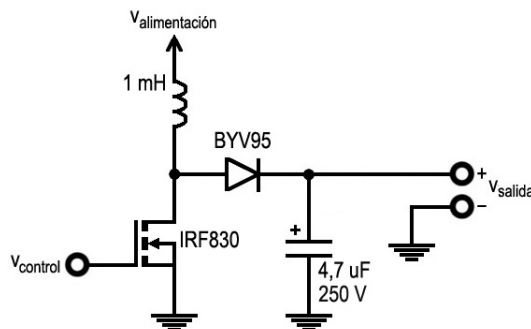


Figura 4-43: Esquema circuital del convertidor DC-DC elevador utilizado.

El funcionamiento del circuito, figura 4-43, se basa en la conmutación entre dos estados, mediante cambios de estado del transistor MOSFET, saturación y corte. Cuando el circuito se encuentra cerrado, la corriente que circula por la bobina se va incrementando produciendo un aumento de energía reactiva almacenada. En el momento en que el MOSFET funcionando como interruptor se abre, la energía almacenada en la bobina es forzada a dirigirse hacia la carga a través del diodo, ya que la corriente en la bobina no puede ser interrumpida de forma instantánea, produciéndose sobretensiones considerables en sus extremos. Como resultado el valor de la tensión  $V_{salida}$  se hace mayor que  $V_{alimentación}$ . Nuevamente, mientras la bobina almacena energía el diodo no conduce y el condensador mantiene el voltaje de salida. Siempre

que la constante de tiempo RC, del condensador y la carga, sea mucho mayor que el periodo de encendido/apagado del MOSFET, el voltaje de salida debería ser relativamente constante.

Si se resuelve el circuito asumiendo que opera en régimen permanente, que la corriente en la bobina es permanente y siempre positiva, que el condensador de salida es muy grande y mantiene constante la tensión y que los componentes son ideales, [275]. Analizando sus dos configuraciones, MOSFET en saturación y en corte, se obtiene que el voltaje de salida,  $v_{salida}$ , se define según la ecuación (4.31), donde  $k$  se define como el tanto por uno del ciclo de trabajo de la señal de entrada,  $v_{control}$ , [275].

$$v_{salida} = \frac{v_{alimentación}}{1 - k} \quad (4.31)$$

Como se ha indicado, la ecuación (4.31) es válida únicamente para condiciones de corriente permanente y positiva en la bobina, modo corriente permanente, [275]. Existe, también, la posibilidad de que el circuito funcione en modo de corriente discontinua (MCD). En el caso MCD, las ecuaciones de funcionamiento del circuito cambian obteniéndose, tras el debido análisis, la ecuación (4.32), donde  $k$  vuelve a ser el ciclo de trabajo del convertidor y  $k'$  se corresponde con el ciclo de trabajo del diodo, [275].

$$v_{salida} = v_{alimentación} \frac{(k' + k)}{k'} \quad (4.32)$$

En este caso, es necesario resolver el valor de  $k'$  en función de la corriente media del diodo igualada a la corriente en la carga, resultando el valor de  $k'$  en (4.33) y sustituyendo en (4.32), la expresión para  $v_{salida}$  sigue la expresión (4.34). En estas ecuaciones,  $T$  representa el periodo de la señal de control,  $R$  es el valor de la resistencia de carga y  $L$  la inductancia de la bobina del circuito de la figura 4-43, [275].

$$k' = \frac{v_{salida}}{v_{alimentación}} \left( \frac{2L}{RkT} \right) \quad (4.33)$$

$$v_{salida} = \frac{v_{alimentación}}{2} \left( 1 + \sqrt{1 + \frac{2k^2 RT}{L}} \right) \quad (4.34)$$

El límite entre el modo permanente y el modo discontinuo se produce cuando se cumple que  $k'=1-k$ , momento en el que la corriente mínima en la bobina se iguala a cero. Es posible que un convertidor elevador funcione en un modo u otro dependiendo de la combinación de los elementos del circuito. Incluso, el mismo convertidor puede funcionar conmutando entre un modo o el otro al variar el ciclo de trabajo, [275].

Se ha elegido el modo de trabajo de corriente discontinua porque presenta una serie de ventajas frente al modo continuo. Aunque en un principio es razonable pensar que las corrientes a través de los dispositivos presentan valores de pico mayores, por lo que el valor de corriente promedio es mayor, provocando, de esta manera, una disminución de la eficiencia. Esto no es del todo cierto, ya que en este modo de operación el transistor se activa cuando el diodo se ha recuperado totalmente, lo que evita la aparición de picos de recuperación inversa por el dispositivo, [276]. Este hecho influye positivamente en la eficiencia. Además, es cierto, que para que el convertidor funcione correctamente debe tener una resistencia de carga conectada permanentemente, lo que posibilita las dos opciones de funcionamiento. Para conseguir que el



convertidor opere en modo de corriente permanente (MCP) o en el modo de corriente discontinua (MCD), se pueden realizar cambios en la resistencia de carga, modificando la corriente que circula por ella, [276].

De esta manera, existen dos posibilidades, que la resistencia de carga sea de un valor similar a la que tendría el cuerpo humano o mucho mayor. En el primer caso, MCP, la resistencia debe tener un valor de unidades de  $k\Omega$ , y ésta debería disipar del orden de 15 W funcionando al máximo voltaje permitido, lo que ocasiona un consumo excesivo durante todo el ciclo cuando la estimulación dura una pequeña parte del mismo. En el segundo caso, MCD, se debe emplear una resistencia mucho más grande que otorga una mejora evidente en el consumo y en el tamaño del circuito. El único problema es que se debe emplear un condensador de salida sobredimensionado para otorgar la corriente necesaria durante el intervalo de estimulación.

Con todas estas consideraciones se eligieron los componentes necesarios para el correcto funcionamiento como conversor DC-DC *boost* de la figura 4-43. Se eligió el diodo de recuperación rápida BYV95, [277], de *Phillips Semiconductors* que presenta una tensión inversa elevada y un pequeño tiempo de recuperación en inversa ya que el circuito funcionará a frecuencias de decenas de kHz. El transistor MOSFET de conmutación elegido, el IRF830, [278], de *Phillips Semiconductors* y canal n y, especialmente, indicado para este tipo de aplicaciones. Se ha tenido especial cuidado a la hora de su elección con los tiempos de conmutación que presenta que, en este caso particular, son despreciables frente a los que se emplearán en el circuito global. El valor de inductancia de la bobina elegida ha sido de 1 mH, con una baja resistencia en serie y apantallada magnéticamente para evitar interferencias electromagnéticas. Para obtener el valor del condensador debe llegarse a un compromiso entre la rapidez de respuesta del sistema a cambios voluntarios en la salida y la caída de tensión asociada a una resistencia del orden de unidades de  $k\Omega$ . Por ello, se ha elegido, finalmente, un condensador electrolítico de capacidad 4,7  $\mu\text{F}$  y 250 V de voltaje máximo. El valor de la resistencia de carga permanente es de 66  $k\Omega$  que permite operar en el modo de corriente discontinua, para obtener este valor nominal de resistencia, se ha utilizado una resistencia de 56  $k\Omega$  en serie con un potenciómetro de 10  $k\Omega$  que se utilizará para limitar el voltaje de salida.

Para el control del circuito de potencia, como ya se ha indicado se utilizará una señal PWM, para lo que se ha incluido un circuito integrado específico, el integrado TL494 de *Texas Instruments, Inc.*, [279], cuyo diagrama de bloques interno se muestra en la figura 4-44.

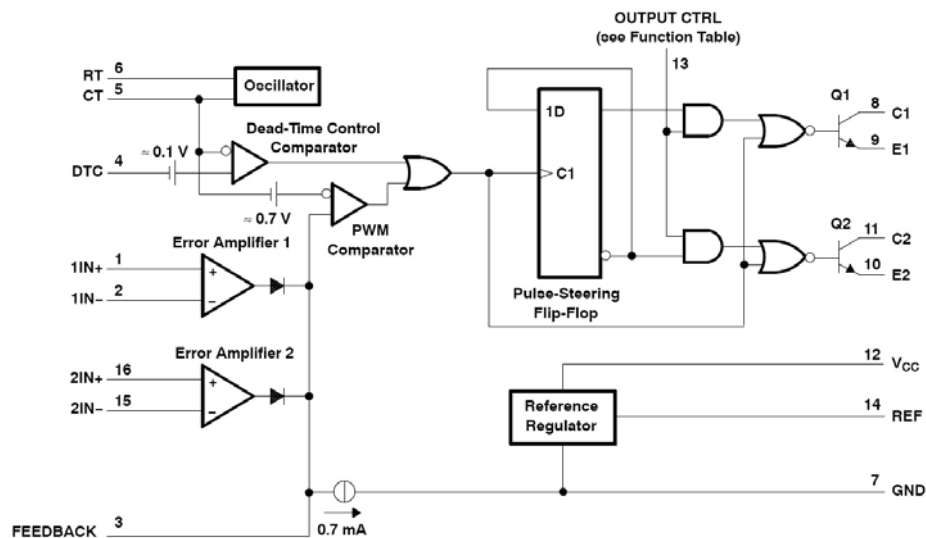


Figura 4-44: Diagrama de bloques del circuito integrado TL494 (extraído de [279]).

La frecuencia de todo el sistema se ajustará a 50 kHz para ello es necesario colocar una resistencia  $R_T$  de 39 k $\Omega$  y un condensador de  $C_T$  de 680 pF, figura 4-44, con estos valores, se consigue que el oscilador dé una señal de 50 kHz en la práctica, aunque teóricamente siguiendo las especificaciones debería ser de 37,7 kHz. Los transistores de salida funcionarán en paralelo y con configuración de seguidor de emisor, conectados directamente al MOSFET de la etapa de potencia. De los dos amplificadores de error, sólo se utilizará uno de ellos para limitar la tensión de salida. La entrada de comparación se consigue del potenciómetro de 10 k $\Omega$  colocado en serie con la resistencia de 56 k $\Omega$  como carga de la etapa conversor DC-DC de potencia, figura 4-43. En este circuito el control del ciclo de trabajo se hace con la entrada DTC, donde debe introducirse un voltaje escalado, mediante resistencias, entre 0 y 3 voltios. Este voltaje se traduce en un ciclo de trabajo entre 0 y 0,86.

Para conseguir un aislamiento eléctrico entre la señal proveniente del buffer del DAC se utilizará un acoplador óptico, figura 4-45. De esta manera, se consigue aislar la señal de alimentación de todo el electroestimulador de la parte de estimulación conectada al paciente, que se alimentará mediante dos pilas de 9 voltios convencionales y un regulador de tensión.

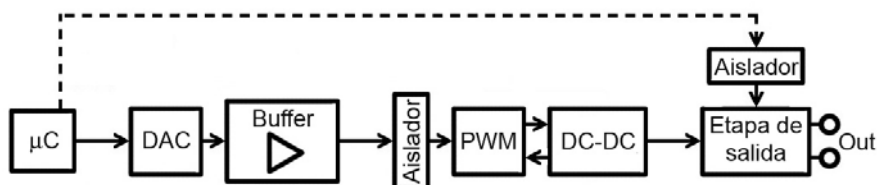


Figura 4-45: Diagrama de bloques detallado del sistema electroestimulador implementado. El diagrama complementa al expuesto anteriormente en la figura 4-41, mostrando la ubicación de los componentes de cada uno de los bloques.

El aspecto final de la placa de circuito impreso con el circuito elevador, el control de PWM y el aislamiento óptico se muestra en la fotografía de la figura 4-46. Con esta etapa de elevación del nivel de salida, se consiguen transformar voltajes de entrada en el rango de 0 a 15 voltios, en voltajes de salida en el rango de 14 a 120 voltios, aproximadamente.

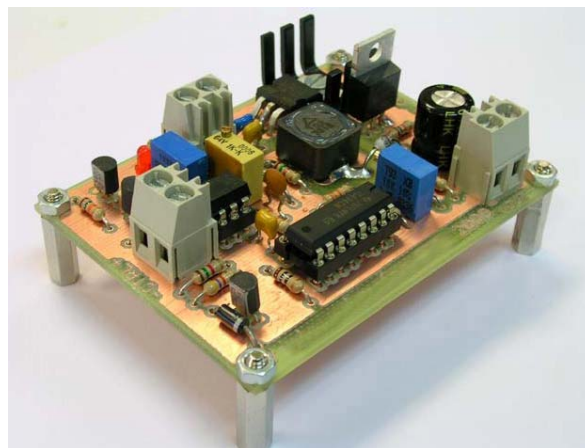


Figura 4-46: Imagen de la placa de circuito impreso construida para el convertidor DC-DC y su control.

#### 4.4.1.3 Etapa de salida

Una vez que se ha conseguido el voltaje final de estimulación, en la etapa anterior, es necesario implementar una nueva etapa que determine las duraciones y frecuencias de los estímulos así como su polaridad. Para este cometido, se ha creado un circuito, figura 4-47, para cada uno de los canales, denominado etapa de salida en la figura 4-41 y la figura 4-45.

Se ha decidido utilizar el principio de funcionamiento del puente H para conseguir invertir la polaridad, creando pulsos positivos y negativos, pero también para controlar su duración. De esta manera, se utilizarán las señales digitales pulso “-” y pulso “+” para controlar la polaridad del voltaje de estimulación,  $V_{estimulación}$ , procedente de la salida del convertor DC-DC, figura 4-43. Si se desea un pulso positivo, las señales serán pulso “+” = ‘1’ y pulso “-” = ‘0’, de forma complementaria se conseguiría un pulso negativo y, si ambas señales se igualan a ‘0’ lógico, la salida tendría un valor nulo de estimulación. A la vista del circuito se observa que, únicamente, pueden estar conectados simultáneamente dos transistores del puente en H que conseguirán que el voltaje de salida tome una polaridad u otra. Los transistores elegidos para el puente en H han sido los transistores bipolares de alto voltaje MPSA42 [280] de *Phillips Semiconductors*. Para conseguir un aislamiento entre el sistema digital del microcontrolador, y un registro intermedio, se ha incorporado un sistema de optoacopladores PC851 de *SHARP*, [281], parte izquierda de la figura 4-47. Con este sistema optoacoplador quedará completamente aislada la parte de estimulación del sistema, alimentada con pilas, de la parte digital que, en principio, puede alimentarse de la red eléctrica, diagrama de bloques de la figura 4-45.

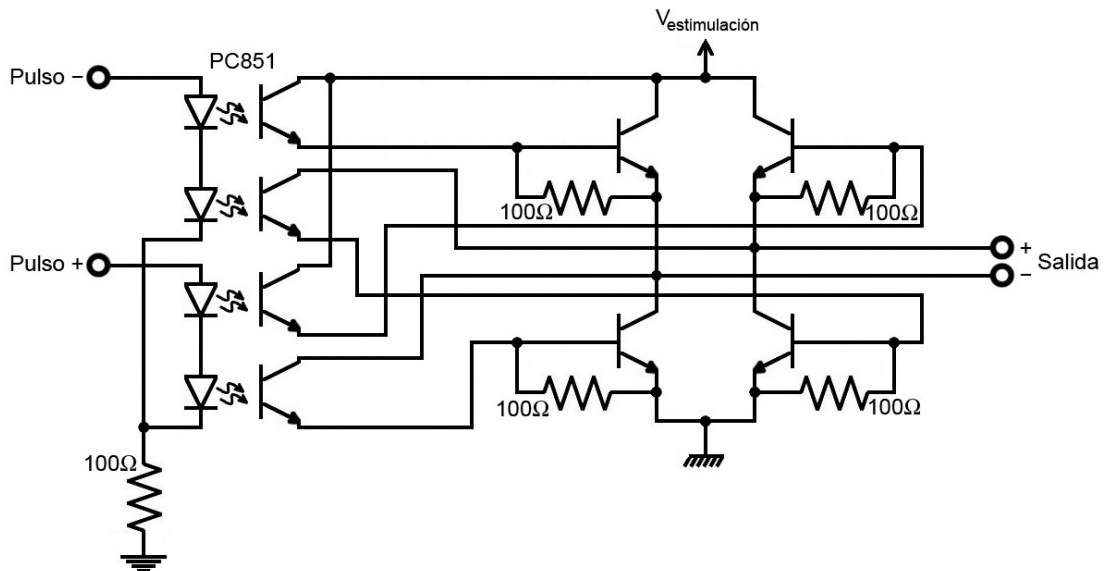


Figura 4-47: Circuito implementado en cada uno de los canales de salida para controlar el sistema de electroestimulación: frecuencia, duración del estímulo y polaridad.

Como se ha indicado entre el microcontrolador y la etapa de salida se han incluido registros de 8 bits para conseguir un mejor control y evitar fluctuaciones de las señales pulso “+” y pulso “-”. De esta manera, se ha implementado un registro, 74AC374, [282], de *Fairchild Semiconductor Corporation*, para cada cuatro canales, correspondientes a cada hemisuperficie.

#### 4.4.1.4 Subsistemas adicionales

Para conseguir una completa operatividad del sistema y algunas funciones adicionales se han incluido diferentes subsistemas que permiten conseguir una funcionalidad más amplia del equipo electroestimulador.

En primer lugar, se han incluido unas interfaces de usuario cómodas, representadas como bloques en la figura 4-41. Se incorpora un teclado, integrado en la caja de prototipo final, de ocho botones que permite una completa navegación por los menús y submenús implementados que se explicarán en el apartado correspondiente al software. Adicionalmente, se han incluido

conexiones que permiten conectar al equipo una botonera externa para un control personalizado y/o una red de sensores que permitan realizar acciones más específicas. Para saber, en todo momento, el punto de operación del sistema se ha incorporado una pantalla LCD que informará al usuario del proceso que se está realizando y permitirá una navegación cómoda por los menús.

Para conseguir una mayor comodidad y operación en el uso del equipo se ha incorporado un sistema de comprobación de la carga de las baterías para la etapa de estimulación y un zumbador que generará un sonido cuando detecte la pulsación de una tecla del teclado incluido, indicando la correcta operación.

Finalmente, para mejorar la versatilidad del sistema de electroestimulación se ha incluido un sistema de comunicación por puerto serie con un ordenador personal, consiguiendo, de este modo, una gran flexibilidad en la cantidad de operaciones y posible funcionamiento remoto del dispositivo.

#### 4.4.2 Parte software

Para comprobar el correcto funcionamiento de las diferentes partes hardware incorporadas se fueron desarrollando pequeños programas específicos de reducido tamaño con el fin de testear cada módulo. Una vez que todos los subsistemas incluidos funcionaban correctamente se procedió a la realización de un programa con diferentes funciones de electroestimulación operativas.

El programa final incorporado presenta una estructura de menú mostrada en la figura 4-48 en forma de esquema de llaves. Como ya se ha indicado, el fin de este electroestimulador será la aplicación de electricidad al organismo con fines terapéuticos, con el objetivo principal de provocar sobre él reacciones biológicas, fisiológicas y de estimulación funcional. De esta manera, se busca obtener la recuperación, o mejoría, del normal funcionamiento de las células y de los tejidos, cuando se encuentran sometidos a enfermedades o alteraciones metabólicas y, también, que el paciente discapacitado pueda realizar acciones y movimientos de utilidad como poder levantarse, mantenerse de pie y sentarse. Existe una amplia gama de técnicas de electroterapia: corriente continua o galvánica, corriente farádica, corrientes diadinámicas, corrientes estimulantes, corriente de Träebert, corriente de Leduc y estimulación eléctrica de los nervios a través de la piel (TENS, del inglés *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*). Dentro de esta lista, han sido elegidas las siguientes modalidades: la corriente farádica, las corrientes estimulantes y la TENS.

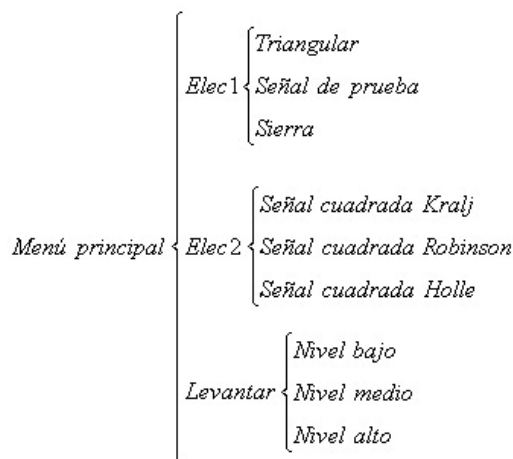


Figura 4-48: Esquema del programa software implementado en el electroestimulador.

A continuación se explicarán, presentando imágenes de las señales generadas obtenidas en el osciloscopio, las distintas funciones sintetizadas para electroestimulación.

#### 4.4.2.1 Corrientes farádicas

Este tipo de estimulación consiste en la aplicación de ráfagas formadas por pulsos, y sus correspondientes reposos, en forma de trenes. Los pulsos pueden ser cuadrados, o de forma triangular, siendo el tiempo de reposo de 20 milisegundos, con una frecuencia de 50 Hz. La intensidad de corriente utilizada varía entre 0 y 100 mA. Su aplicación principal y, por la que se ha elegido es la capacidad para contraer, de forma selectiva, la musculatura o conjuntos neuromusculares. Para este tipo de aplicaciones el usuario debe estar sano o con ligeras afectaciones patológicas y no debe existir denervación.

Centrando la atención en la figura 4-48 que presenta el diagrama utilizado en el electroestimulador implementado, las funciones incluidas en el grupo Elec1, se pueden englobar dentro de las técnicas de corriente farádica, aunque han sido aplicados los parámetros asociados a Graupe, [251]. La señal triangular sintetizada se presenta en la figura 4-49. En esta figura se observa el tren de pulsos triangulares, sin periodo de pausa, cuya frecuencia es de 2,5 Hz y amplitud de 30 voltios.

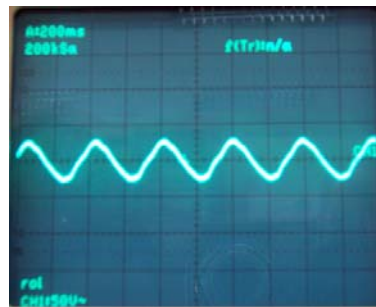


Figura 4-49: Señal triangular generada bajo parámetros de Graupe.

Los usos terapéuticos más usuales con este tipo de estimulación son: atrofias causadas por inmovilización prolongada, reinervación incipiente, trastornos articulares, secuelas musculares posteriores a la recuperación de una parálisis periférica, contracturas musculares, mejora de la circulación sanguínea en zonas afectadas por parálisis y reeducación de la marcha del paciente hemipléjico.

#### 4.4.2.2 TENS

La estimulación nerviosa transcutánea (TENS) es la principal técnica que se empleará en este desarrollo, ya que el objetivo principal es la bipedestación del usuario. La técnica consiste en la aplicación de electrodos sobre la piel para la estimulación de las fibras nerviosas motoras  $A\alpha$ -mielínicas que intervienen en la transmisión del impulso desde el encéfalo. La TENS es una corriente de baja frecuencia, con una duración e intervalo ajustables, comúnmente de onda cuadrada, simétrica o asimétrica y bifásica.

En lo que respecta al software desarrollado, las funciones TENS se encuentran asociadas las funciones asociadas al submenú levantar de la figura 4-48, con parámetros ajustados según Graupe, [251]. Las tres funciones desarrolladas tienen un funcionamiento idéntico, con la única salvedad del nivel de voltaje aplicado a la señal. La figura 4-50 presenta las señales asociadas a la función levantar nivel medio. La señal se divide en tres intervalos: levantar, mantener,

descender; que permitirán al usuario poder realizar una acción de bipedestación completa, levantarse desde la posición de sentado, permanecer de pie y volver a sentarse.

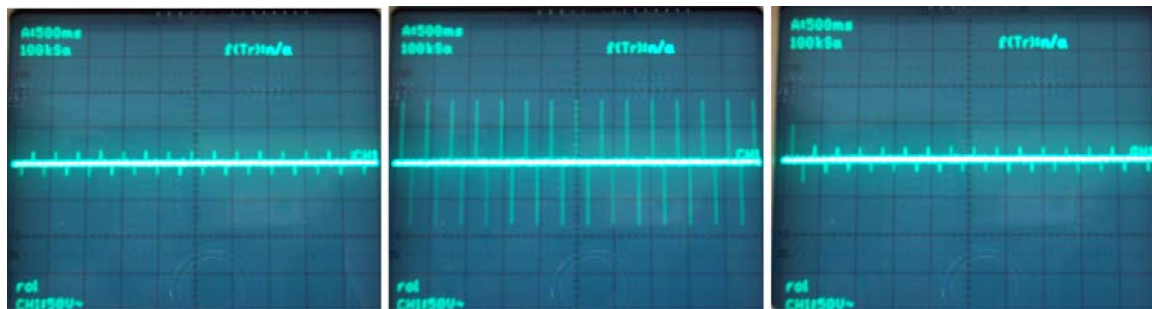


Figura 4-50: Señales sintetizadas para los tres intervalos del proceso de levantamiento del usuario, mantenimiento del mismo en pie y su descenso, respectivamente; opción de nivel medio.

La frecuencia de estimulación es variable, generalmente, entre 1 y 200 Hz. La duración del impulso debe estar situada entre 10 y 400 microsegundos, y la intensidad de la corriente se debe regular entre 1 y 250 mA. Como ya se ha comentado, en este caso, se ha construido un estimulador de fuente de tensión, por lo tanto, la corriente necesaria debe conseguirse mediante la aplicación de la cantidad adecuada de tensión.

#### 4.4.2.3 Corrientes estimulantes

Las corrientes estimulantes, también conocidas como corrientes excitantes, han tomado importancia debido a su eficiencia en la estimulación muscular. En este caso, las formas de onda posibles serán de subida y bajada bruscas, o de subida y bajada progresivas. Este tipo de aplicaciones conllevan la sustitución de los impulsos eléctricos del sistema nervioso que genera pulsos o picos aislados, generalmente bifásicos, o ráfagas de pulsos.

En este tipo de estimulaciones hay que destacar los parámetros amplitud del pulso entre 80 y 100 mA, anchura de pulso entre 20 microsegundos y 1 segundo y el intervalo de reposo entre 5 milisegundos y 5 segundos.

Los patrones de electroestimulación a emplear, correspondientes al subgrupo Elec2 de la figura 4-48, se asocian a los desarrollos de los autores: Kralj, Holle y Robinson, siguiendo patrones similares a los de Graupe, [251].

El primero de los patrones desarrollado por Kralj, [283], siguiendo los patrones de Graupe, para estimulación de 4 y 6 canales, presenta señales bifásicas con trenes de pulsos de anchura 300  $\mu$ s, la tasa de repetición de pulsos es de 50 Hz y se modula la amplitud de pulso entre 0 y 120 voltios. Este patrón de señal se ha programado empleando ciclos de trabajo de 5 segundos en funcionamiento y 5 segundos de pausa, figura 4-51.

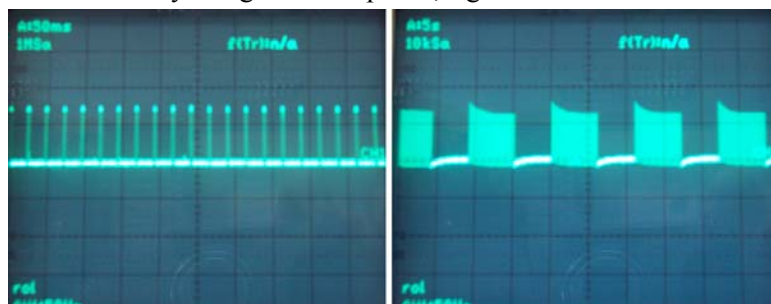


Figura 4-51: Señales aplicadas bajo el patrón de Kralj. Izquierda: tren de pulsos. Derecha: señal de estimulación con intervalos de pausa.

El segundo de los patrones de estimulación de 4 y 6 canales desarrollado por Holle, [283], basado, nuevamente, en los patrones de Graupe posee una envolvente similar al caso de Kralj con la diferencia que la anchura de pulsos es de 600  $\mu$ s, la frecuencia se reduce a 30 Hz y la tensión se modula entre 0 y 120 voltios. En el caso de Holle, se emplean ciclos de trabajo de 5 segundos y pausas de 10 segundos, figura 4-52.

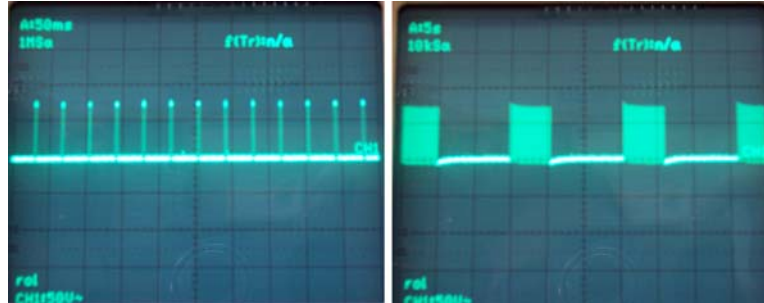


Figura 4-52: Señales aplicadas bajo el patrón de Holle. Izquierda: tren de pulsos. Derecha: señal de estimulación con intervalos de pausa.

Finalmente, el tercero de los patrones de estimulación de 4 y 6 canales, propuesto por Robinson, [283], siguiendo las indicaciones de Graupe. Nuevamente, la envolvente es similar a los casos anteriores, con la salvedad de que se utiliza una anchura de pulso de 400  $\mu$ s, reduciendo la frecuencia a 20 Hz y con amplitudes entre 0 y 120 voltios. Los ciclos de trabajo son de 2,25 segundos, igual que el intervalo de pausa, figura 4-53.

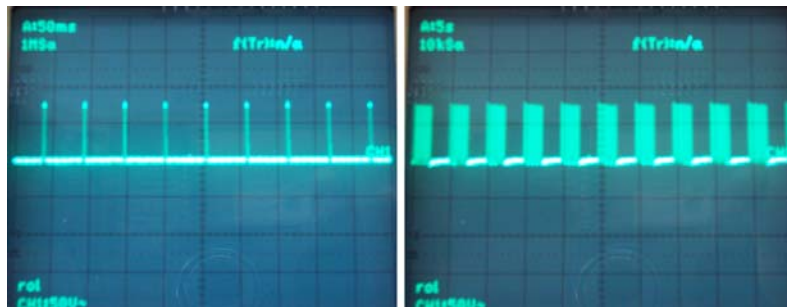


Figura 4-53: Señales aplicadas bajo el patrón de Robinson. Izquierda: tren de pulsos. Derecha: señal de estimulación con intervalos de pausa.

### 4.4.3 Presentación final

Para conseguir un diseño portátil y vistoso del electroestimulador se han incluido todos los elementos en una caja, obteniendo resultados de un prototipo más definitivo y, por decirlo de alguna manera, más profesional. La figura 4-54 muestra los dos paneles resultantes del prototipo, el panel frontal y el panel trasero.



Figura 4-54: Vista de los paneles frontal y trasero del equipo electroestimulador implementado.

En el panel frontal se observa la parte correspondiente a las interfaces de control del usuario, zona de la derecha. En ella pueden distinguirse la botonera de ocho teclas, distribuidas en un grupo de cinco en cruz y tres aparte en línea, y la pantalla LCD. Adicionalmente, se

observan los conectores de salida de los ocho canales, de tipo RCA; con dos colores diferenciados para cada hemisferio blanco y rojo. Por último, en la zona de la izquierda se presentan los interruptores para habilitar la operación del equipo y los correspondientes indicadores luminosos led. El primero de los interruptores enciende todos los elementos digitales del electroestimulador y el indicador luminoso permanecerá rojo durante el estado de espera y verde cuando el sistema entre en funcionamiento. Los otros dos interruptores se utilizan para encender los convertidores DC-DC de cada hemisferio mientras que el indicador se encenderá, únicamente, en condiciones de batería baja.

En el panel correspondiente a la parte trasera del equipo encontramos diferentes conectores, cajetines para las pilas de cada uno de los conversores DC-DC y un interruptor. Los conectores incluidos empezando por la izquierda serán, conector macho DB9 para la conexión de una botonera externa, conector circular para conexión opcional de una red de sensores, conector hembra DB9 para la conexión del cable serie hasta el ordenador personal y, finalmente, en la parte izquierda conector jack de alimentación con voltajes entre 18 y 24 voltios. El interruptor incluido sirve para la conmutación entre la interfaz de comunicación serie, protocolo RS-232, y el uso del zumbador incorporado. Además, se han incluido dos led que se iluminarán en función del flujo de datos a través de la interfaz con el ordenador personal del usuario.

La figura 4-55 presenta el aspecto final de la caja del electroestimulador con todas las partes descritas en este apartado e incluidas en la figura 4-41 para ocho canales operativos, con dos convertidores DC-DC de alimentación independiente y etapas de salida para cada uno de los canales también independientes.

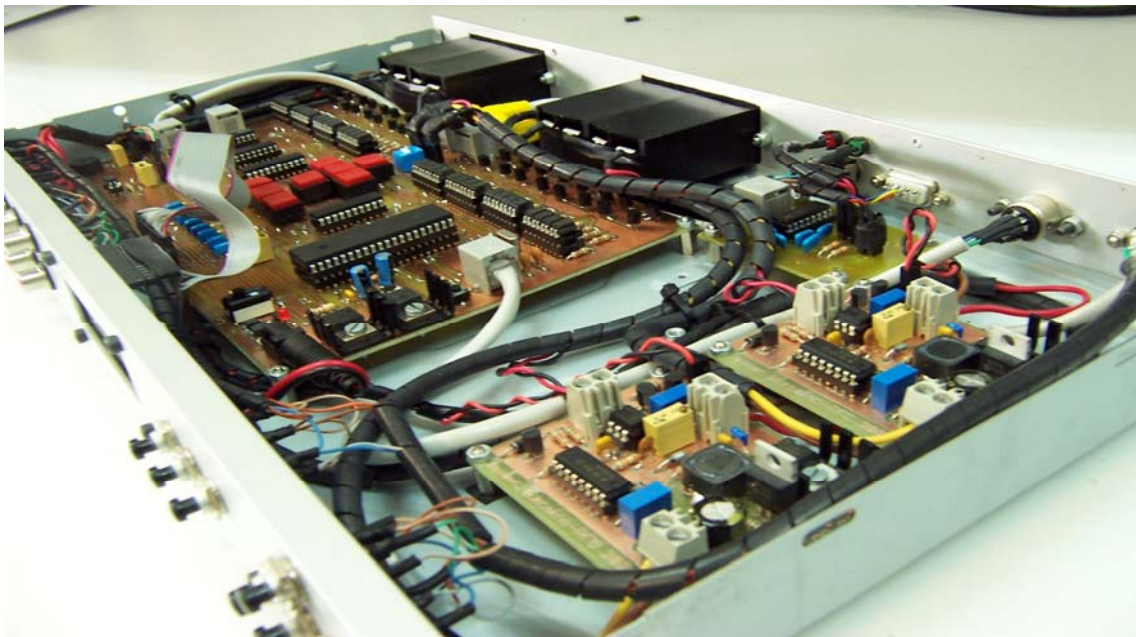


Figura 4-55: Vista general del sistema electroestimulador.

## 4.5 Estimulación sensorial

Tal y como se ha indicado en el apartado de introducción de esta sección, se han diseñado y construido varios prototipos de estimulación que pretenden utilizarse en tareas de sustitución sensorial para personas con determinadas disfunciones. Para estas tareas se ha optado por



utilizar estimulación visual y táctil utilizando una interfaz con forma de guante en el que se ha ubicado estratégicamente, en cada dedo, un sistema de vibración y un led.

### 4.5.1 Hardware

El desarrollo del dispositivo de estimulación para sustitución sensorial se ha basado en la adaptación sobre un guante de los dispositivos que permitan a un usuario reconocer fácilmente los diferentes estímulos que se utilizarán. De esta manera, se ha elegido un guante empleado habitualmente en la industria, con el objetivo principal de que permita una gran facilidad de movimientos y de manejo de objetos. En este guante, que se utilizará como interfaz, se han ubicado, tal y como ya se ha indicado, dos tipos diferentes de estimuladores en cada uno de los dedos de la mano:

- Diodo led. En cada uno de los dedos se ha colocado un diodo luminoso de diferente color (en orden de pulgar a meñique: amarillo, verde, rojo, azul y blanco). Con este actuador se pretende realizar una estimulación visual del usuario, de manera que éste identifique las diferentes combinaciones de colores y/o frecuencias de iluminación de cada color.
- Motor vibrador. Se trata de un motor con peso descompensado en el eje, figura 4-56, similar al que produce la vibración de los teléfonos móviles. Nuevamente, se ha colocado un dispositivo de este tipo que producirá una combinación de vibraciones táctiles análoga a la formada por los led. De esta forma, se elegirán combinaciones de activación y frecuencias de vibración para la codificación de las diferentes órdenes.



Figura 4-56: Aspecto de uno de los motores vibradores con peso descompensado en el eje.

Para el correcto funcionamiento de estos dispositivos ha sido necesario el empleo de un circuito de acondicionamiento de las señales de control procedentes de la plataforma hardware Arduino, que se encargará de recibir, desde una interfaz aferente o un sistema de procesado, las órdenes y codificarlas debidamente. El circuito empleado, figura 4-57, consta de una entrada de control,  $v_{\text{control}}$ , encargada de activar el led y excitar la puerta de un transistor bipolar NPN de propósito general, BC548B, [284], que permite o no el paso de corriente por el motor y, en consecuencia, controla su funcionamiento. Adicionalmente, se ha incorporado un diodo de propósito general, 1N4148, [285], en posición inversa en paralelo con el motor (posición antiparalelo), encargado de recoger las corrientes generadas en el motor vibrador cuando éste es apagado súbitamente y evitar, de esta forma, daños en el resto de componentes electrónicos.

Se ha empleado un circuito, figura 4-57, para cada uno de los dedos del usuario por lo que será necesario utilizar 5 salidas digitales del Arduino, concretamente las salidas 9, 10, 11, 12 y 13, y como alimentación se han empleado los 5 voltios que proporciona la citada plataforma. Para las comunicaciones, entre el subsistema de control y la plataforma Arduino, se utilizará un puerto serie inalámbrico Bluetooth debidamente conectado, que enviará los datos desde el dispositivo que se encargue de enviar los comandos al Arduino, ya sea un ordenador o un dispositivo móvil.

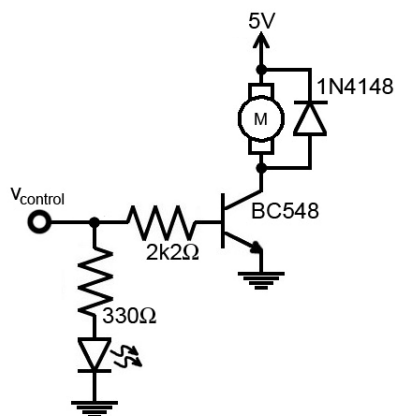


Figura 4-57: Circuito empleado a las salidas del Arduino para el control de los led y los motores vibradores para estimulación sensorial.

Como se ha indicado anteriormente, todos estos actuadores se colocaron en un guante convencional de los que se utilizan normalmente en la industria. La mecanización de estos dispositivos en él se ha realizado por la parte exterior de los dedos, figura 4-58, conservando la parte interna para que el usuario pueda tener un manejo total de objetos con la palma de la mano y la parte interna de los dedos. En cada uno de los dedos se ha instalado un encapsulado que incorpora en su interior todos los componentes incluidos en la figura 4-57 junto con una carcasa para evitar daños, figura 4-58. El sistema de vibración permite una señal completamente sensible y discernible en el dedo correspondiente y la estimulación visual se ha elegido frontal, figura 4-58.

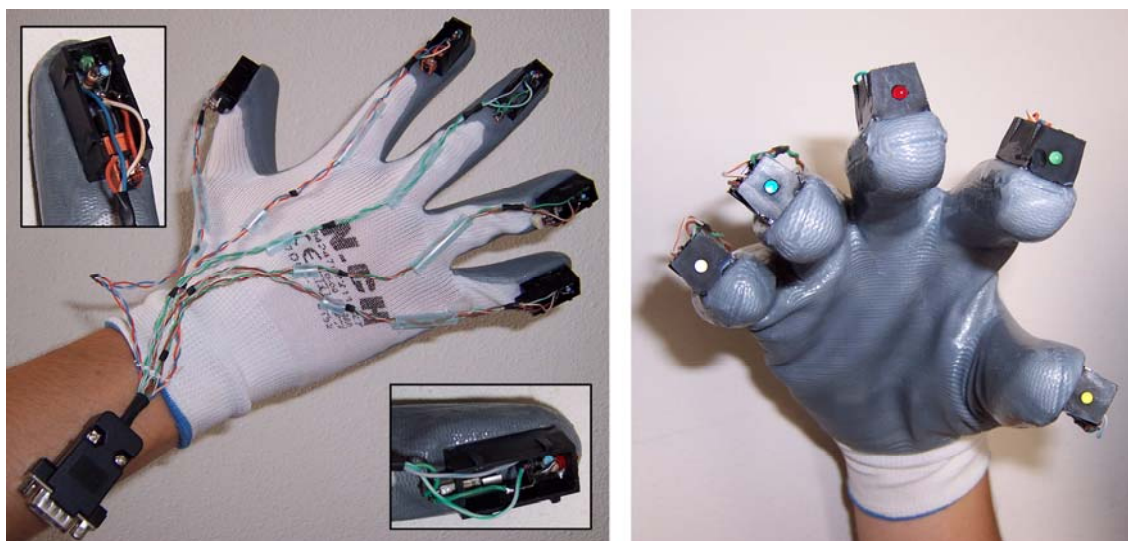


Figura 4-58: Guante construido con los estimuladores sensoriales táctiles y visuales. Izquierda: Vista anterior de la mano y detalle de dos de los encapsulados, dedo índice (arriba) y dedo corazón (abajo), con todos los elementos mostrados en la figura 4-57 y su carcasa correspondiente. Derecha: Vista frontal de los dedos con los led de diferente color en cada uno de ellos.

La conexión del guante a la plataforma Arduino se realiza mediante un conector DB-9, figura 4-58 abajo a la izquierda. Este conector incorpora 9 vías que permiten conectar las 5 salidas de control y los dos cables necesarios para la alimentación de los diferentes dispositivos. En el lado del Arduino se ha incorporado una placa auxiliar para realizar todas las conexiones entre el cable de enlace y los diferentes pines de los conectores de salida.

El funcionamiento de toda la interfaz es idóneo y permite la realización de tareas domésticas mientras se utiliza el dispositivo. Este hecho se debe, fundamentalmente, a la

solución adoptada de encapsular con una cubierta protectora los dispositivos de actuación y la utilización de la parte posterior de los dedos para su colocación.

### 4.5.2 Software

La parte software de la interfaz de estimulación sensorial visual y táctil se ha incluido en el microcontrolador que incorpora la plataforma Arduino y ha sido programado en el lenguaje propio basado en C y desarrollado en el entorno de dicha plataforma.

Se han codificado un total de 24 combinaciones en función de los actuadores utilizados y la frecuencia de funcionamiento, aunque pueden codificarse muchas más combinaciones. Todas las combinaciones realizadas se resumen en la tabla 4-6.

Número de orden	Actuadores en funcionamiento y frecuencia				
	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
1	1 Hz				
2		1 Hz			
3			1 Hz		
4				1 Hz	
5					1 Hz
6	10 Hz				
7		10 Hz			
8			10 Hz		
9				10 Hz	
10					10 Hz
11	1 Hz	1 Hz	1 Hz	1 Hz	1 Hz
12	10 Hz	10 Hz	10 Hz	10 Hz	10 Hz
13	1 Hz				1 Hz
14	10 Hz				10 Hz
15	1 Hz				10 Hz
16		1 Hz	1 Hz		
17		10 Hz	10 Hz		
18		1 Hz	10 Hz		
19		1 Hz		1 Hz	
20		10 Hz		10 Hz	
21		1 Hz		10 Hz	
22	1 Hz		1 Hz		1 Hz
23	10 Hz		10 Hz		10 Hz
24	1 Hz		1 Hz		10 Hz

Tabla 4-6: Codificación de las 24 órdenes empleadas en la interfaz de estimulación sensorial con forma de guante.

Como puede verse en la tabla 4-6, únicamente, se han implementado algunas combinaciones de todas las posibilidades que ofrece la interfaz. De esta manera, se han utilizado hasta cinco señales de forma simultánea y dos frecuencias de funcionamiento. Con estas variables las codificaciones posibles pueden incrementarse notablemente. Por lo tanto, el sistema es completamente escalable según la funcionalidad que se necesite y el entrenamiento del usuario.

La plataforma se ha configurado de tal forma que la recepción de un carácter por el puerto serie, implementado mediante Bluetooth de manera inalámbrica, se traduzca en una de las posibles combinaciones resumidas en la tabla 4-6. De este modo, cualquier dispositivo que incorpore posibilidad de comunicaciones Bluetooth podrá enviar órdenes a la interfaz de estimulación sensorial siempre y cuando se configure debidamente.

Actualmente, esta interfaz de estimulación se utiliza de manera combinada con la interfaz de reconocimiento de voz, explicada anteriormente. De esta manera, el sistema completo constituye una interfaz de sustitución sensorial muy interesante para personas con problemas auditivos, cófosis, e, incluso, para personas con cófosis y ceguera.

## **4.6 Adaptación de la interfaz aferente de señales bioeléctricas a un sistema de entrenamiento neuromuscular. La plataforma UVa-NTS**

La plataforma de procesamiento de señales bioeléctricas UVa-NTS, también conocida con el nombre de Miocon, ha sido desarrollada en el mismo grupo de investigación donde se ha realizado esta Tesis, Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería, [242]. La plataforma constituye en sí misma un sistema global de adquisición y procesamiento de señales bioeléctricas y sus objetivos principales se corresponden, en su mayoría, con los que se han expuesto anteriormente en el caso de la interfaz aferente de adquisición de señales bioeléctricas. Se pueden conseguir diferentes objetivos y aplicaciones como la ayuda al diagnóstico fruto del análisis de las señales bioeléctricas capturadas, tareas de rehabilitación o entrenamiento muscular así como evaluación de determinadas lesiones neuromusculares o neurodegenerativas. Esta plataforma ofrece ventajas ya que todos estos fines se pueden conseguir mientras el paciente realiza actividades atractivas y/o de entretenimiento que sustituyen a los habituales entrenamientos rehabilitadores. El entretenimiento puede ser, además, uno de los objetivos propios de esta plataforma ya que incorpora, como se verá a lo largo de este apartado, diferentes herramientas y videojuegos. Finalmente, otro de los objetivos puede ser el control de dispositivos de propósito general o específico de forma adaptada a personas con diferentes discapacidades.

La plataforma UVa-NTS engloba una parte hardware, como una cabecera electrónica de adquisición y acondicionamiento, y una parte software, instalada en un ordenador personal, de acondicionamiento, ejecución de aplicaciones y registro de resultados. La cabecera hardware desarrollada previamente en el grupo de investigación, [242], incorpora un microcontrolador para realizar las tareas de digitalización y comunicación, mediante el puerto serie, con el ordenador personal donde se encuentra instalado el software. El subsistema software está desarrollado en lenguaje C++ y con el entorno de programación Visual Studio, aunque algunos de sus módulos funcionan de forma integrada bajo el entorno matemático MATLAB. Esta parte software permite realizar diferentes operaciones como control de comunicación con el sistema de adquisición y acondicionamiento, preprocesado digital de la señal que permite filtrar las

componentes en frecuencia indeseadas para el procesado, reconocimiento en tiempo real de las señales que entran al sistema y presentación gráfica de los resultados, permitiendo su visualización utilizando diferentes herramientas de entrenamiento, figura 4-59.

En este apartado, se explicarán brevemente las herramientas y aplicaciones incluidas en la plataforma, válidas para los diferentes objetivos que se han expuesto. Adicionalmente, se explicará la arquitectura software implementada y se presentará brevemente la adaptación realizada para conseguir un funcionamiento óptimo con el sistema de adquisición de señales bioeléctricas presentado en el apartado 4.1.

### 4.6.1 Aplicaciones software de rehabilitación

Actualmente la parte software de la plataforma UVa-NTS incorpora cuatro herramientas de visualización y entrenamiento, figura 4-59. En primer lugar, una sencilla aplicación permite visualizar en tiempo real las señales de entrada al sistema por cada uno de los canales en una gráfica. Dicha aplicación constituye una valiosa realimentación visual en las etapas iniciales del entrenamiento. Con ella el usuario puede modular adecuadamente, obteniendo una realimentación en tiempo real, su activación muscular para hacerla corresponder con el efecto que desea producir a la salida del sistema. Además, esta herramienta es muy útil para comprobar la correcta colocación de los electrodos y la calidad de las señales registradas, la cual es diferente entre diversos tipos de discapacidad. Por otra parte, aparecen otras herramientas más orientadas a la rehabilitación, cuyo funcionamiento y utilidad se explicarán brevemente a continuación: *espacio*, *brazo* y *MioPong*. Antes de utilizar estas herramientas es necesario realizar una calibración del sistema que también se explicará en este subapartado.

Todas las aplicaciones desarrolladas, salvo el sistema de visualización de señales, se encuentran operativas utilizando dos canales de adquisición. Debido a la arquitectura de la plataforma, ésta es fácilmente escalable para incluir un mayor número de canales y así poder aprovechar todas las prestaciones de la interfaz de adquisición explicada en el apartado 4.1.

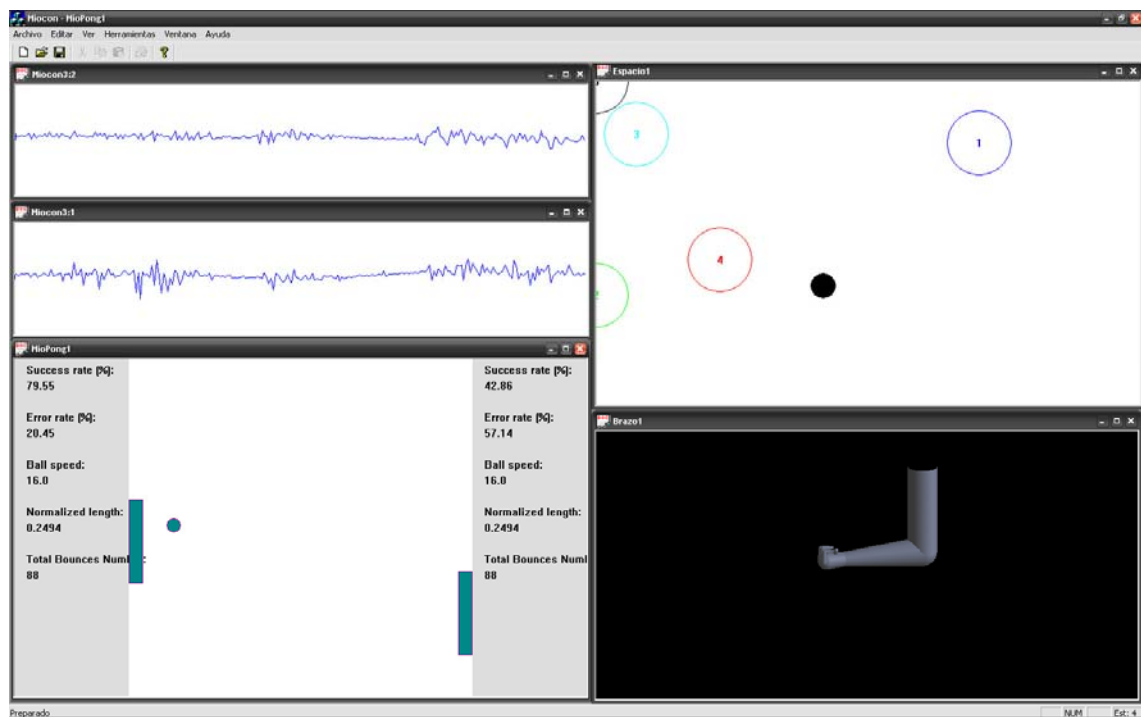


Figura 4-59: Aspecto de la parte software de la plataforma UVa-NTS con sus cuatro herramientas en funcionamiento.

Utilizando las herramientas que incorpora la plataforma UVa-NTS, figura 4-59, se han realizado ensayos sobre grupos de pacientes en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, centro de referencia en España sobre lesión medular, contando con la colaboración de un grupo de investigación del citado centro. Los resultados conseguidos en estas pruebas se presentarán en el *Capítulo 5:Resultados*.

#### **4.6.1.1 Calibración**

La calibración del sistema para el manejo de las aplicaciones que utilizan dos canales se compone de tres pasos. El primero de ellos consiste en conocer el nivel de señal presente en la entrada cuando existe un estado de reposo en ambos músculos o grupos musculares de interés. Los siguientes pasos son análogos y se utilizan para conocer el nivel de señal con un esfuerzo elevado de contracción muscular para cada uno de los dos canales de interés mientras que el otro se mantiene en reposo en cada caso.

De esta manera, se pretende conseguir monitorizar y registrar el nivel de esfuerzo que el usuario es capaz de conseguir con cada uno de los grupos musculares de interés en el momento de utilizar la plataforma sin realizar esfuerzos con el otro. El objetivo de la calibración es, conseguir definir los niveles de esfuerzo de cada canal, de forma que se puedan normalizar sus márgenes dinámicos de manera independiente, para poder fijar los correspondientes umbrales de intensidad del esfuerzo realizado.

#### **4.6.1.2 Herramienta *espacio***

Esta herramienta, representada en la parte superior derecha de la figura 4-59, permite que, tras la realización de la calibración, el usuario pueda realizar una navegación a través de un espacio bidimensional, en este caso, la pantalla del ordenador. Además, el sistema permite la ubicación de diferentes dianas o estados en dicho espacio, que se corresponderán con los comandos de control utilizados en las aplicaciones más avanzadas, como las dos que se describirán más adelante. Así, entrenando la capacidad de alcanzar dichos estados mediante la modulación del esfuerzo en dos grupos musculares (uno para cada canal), se entrena la capacidad de generar los comandos o acciones correspondientes. Las dianas deben situarse a elección del paciente, de manera que éste sea capaz de alcanzarlas con rapidez y repetitividad. Por otra parte, las dianas deben estar en regiones del espacio bidimensional suficientemente separadas entre sí, de modo que el sistema pueda reconocer automáticamente y sin ambigüedad el comando que el usuario desea generar. Además, para facilitar la elección de las ubicaciones más convenientes, se ha implementado un ejercicio asociado a potenciar la capacidad del paciente para alcanzar las dianas consecutivamente, lo que equivale a seleccionar diferentes comandos consecutivos.

El hecho de poder controlar un cursor por un campo bidimensional adquiere especial importancia para el control de ordenadores personales, ya que el control del ratón no deja de ser una interfaz similar, un puntero localizado en un entorno bidimensional.

#### **4.6.1.3 Herramienta *brazo***

La herramienta *brazo*, representada en la parte inferior derecha en la figura 4-59, se basa en el control de un brazo virtual que permite diferentes movimientos para el codo, la muñeca o la mano. Los movimientos están sometidos a las mismas restricciones biomecánicas que las que

limitan a un brazo real. Con esta aplicación, un paciente puede familiarizarse en el control de prótesis mioeléctricas de forma previa a la implantación de una real o bien, en su caso, estudiar la viabilidad del uso de dicha prótesis por el amputado.

Para conseguir un correcto funcionamiento de esta herramienta es necesario definir correctamente las dianas en la herramienta *espacio* presentada anteriormente. Una vez definidas, cada una de ellas se corresponde con un movimiento del brazo virtual. El brazo ha sido diseñado para poder realizar seis movimientos básicos, flexión y extensión del codo, flexión, extensión, pronación y supinación de la muñeca. Con estos movimientos, el usuario puede aprender a controlar la prótesis virtual y el cambio a una prótesis real debería ser inmediato, además, se puede evitar su compra si se es incapaz de realizar un correcto control.

#### **4.6.1.4 Herramienta *MioPong***

Versión del clásico juego *Pong* de la compañía *Atari Interactive*, denominada *MioPong*. Este juego consiste en la simulación de un tablero de ping-pong, como puede verse en la parte inferior izquierda de la figura 4-59, donde dos palas deben mantener el control de una pelota. En la versión implementada, cada una de las barras de juego funciona de manera retráctil con las contracciones musculares realizadas en cada uno de los grupos musculares asociados a los canales de adquisición. La situación de reposo mantiene ambas palas en la parte superior de la pantalla.

El juego se ha implementado para poder ser manejado en dos niveles diferentes. Nivel bajo, en el que la dificultad es menor; se ha ajustado una velocidad y un tamaño de pala adecuados para principiantes. Por otro lado, el nivel alto, donde se ha aumentado la dificultad, incrementando un 50% la velocidad de la pelota y disminuyendo un 20% el tamaño de cada una de las palas.

Mientras el usuario se encuentra ejecutando la aplicación, en pantalla aparecerán diferentes resultados obtenidos, actualizados en tiempo real. Así será fácil conocer las tasas de acierto y error (en porcentaje) y el número de rebotes para cada una de las palas.

Con esta herramienta se pretende conocer el manejo de las capacidades residuales de un usuario así como su capacidad de coordinación de dos grupos musculares distintos, para el manejo de cada una de las palas. El objetivo final sería entrenar al paciente para poder utilizar estas mismas acciones para el control de elementos externos.

#### **4.6.2 Arquitectura software**

Para conseguir un mayor rendimiento, la plataforma fue desarrollada en C++, pero se integró MATLAB para el procesado de señales en tiempo real. Adicionalmente, con el fin de obtener una alta escalabilidad, se implementó un diseño modular que permitiese añadir nuevas herramientas y funcionalidades.

Así pues, la plataforma se dividió en tres bloques diferenciados, figura 4-60. El bloque software principal se corresponde con el ejecutable *Miocon.exe* que gestiona todas las ventanas, ejecuta las herramientas del programa y se encarga de su visualización en todo el conjunto de aplicaciones. La biblioteca *ProcesMat.dll* es el bloque encargado del procesado en tiempo real mediante funciones MATLAB integradas en el entorno C++. Finalmente, el módulo *Conversor.dll* se encarga de configurar y realizar la comunicación necesaria con el módulo de adquisición.

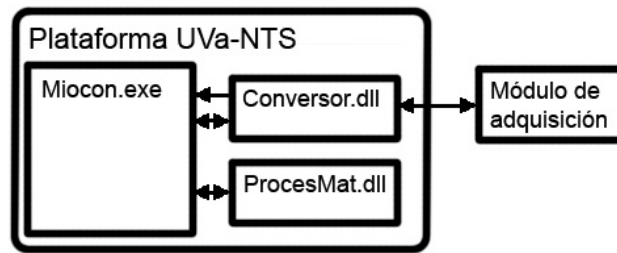


Figura 4-60: Diagrama de bloques de la plataforma UVa-NTS.

En este trabajo, únicamente, se modificará el bloque de comunicaciones *Conversor.dll*. Como ya se ha indicado, este módulo se encarga de las comunicaciones entre el módulo de hardware y la parte software. Es decir, se encarga de recoger las señales para su procesado y de la configuración del equipo hardware.

#### 4.6.2.1 Módulo de comunicaciones y configuración de la interfaz (*Conversor.dll*)

La plataforma permite, de forma totalmente independiente, el uso de diferentes interfaces de comunicación. De esta manera, se ha incluido la posibilidad de comunicaciones de datos a través del puerto serie, el puerto paralelo, la tarjeta de adquisición ISA, CIO-DAS1602, y, el equipo flexible presentado en este trabajo que permite comunicaciones por puerto USB utilizando la tarjeta comercial USB1608FS. Se han habilitado distintas formas de comunicación para conseguir que todos los dispositivos desarrollados en el grupo de investigación estén completamente operativos en la plataforma UVa-NTS.

Para la selección de una u otra interfaz del módulo hardware se ha incluido un cuadro de diálogo, figura 4-61, con un menú desplegable que permite un intercambio sencillo transparente al usuario. En cada caso y según el conversor seleccionado será posible modificar la configuración del mismo utilizando el botón “Opciones” incluido en el cuadro de dialogo.

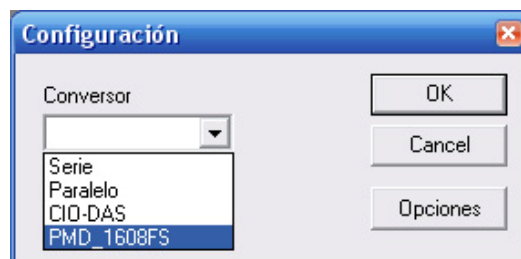


Figura 4-61: Cuadro de diálogo para la selección de la interfaz utilizada.

El módulo hardware construido, descrito en el apartado 4.1 permite la modificación de diferentes parámetros: ganancia y frecuencia de corte. Además, la tarjeta de adquisición comercial permite elegir que canales de adquisición se utilizarán y el rango dinámico utilizado. La figura 4-62 muestra el cuadro de dialogo utilizado para cambiar la configuración de la interfaz USB del módulo hardware con interfaz basada en la tarjeta comercial USB-1608FS de la compañía *Measurement Computing*.

Como puede verse en el cuadro de dialogo, son configurables todos los parámetros pudiendo configurarse dos módulos de 4 canales, acoplables a la misma tarjeta de adquisición, de forma independiente utilizando los desplegables de la parte derecha, “Canales Digitales (0 - 3)” y “Canales Digitales (4 - 7)”. En el superior indicado con la leyenda “Ganancia” se puede seleccionar, entre ocho posibilidades, la ganancia nominal del filtro paso-alto incorporado obteniéndose la ganancia total multiplicando el factor de la ventana de diálogo por 50,



correspondiente al amplificador de instrumentación. Para la frecuencia de corte, también seleccionable entre ocho opciones para cada ganancia con una nueva lista despegable, se modifican los valores mostrados para cada valor de ganancia posible. De este modo, siguiendo la tabla 4-7 se pueden conocer las frecuencias de corte para cada una de las ganancias posibles. Por lo tanto, el sistema permite 64 configuraciones diferentes variando ganancias y frecuencias de corte.

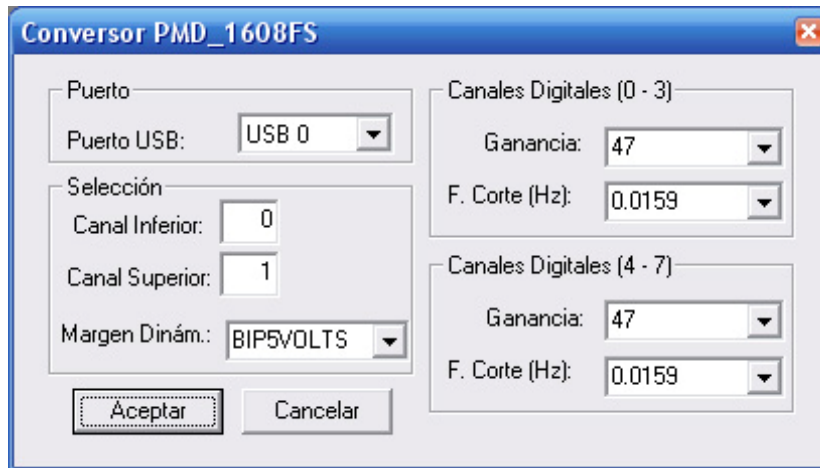


Figura 4-62: Cuadro de diálogo para la configuración de la interfaz cuando se utiliza la tarjeta de adquisición comercial USB-1608FS.

En la parte izquierda de la figura 4-62 se encuentran las casillas de lista desplegable para la selección de la tarjeta USB que desea utilizarse en sistemas con más de una de estos dispositivos conectados. Por otro lado, las casillas de texto editables etiquetadas como “Canal Inferior” y “Canal Superior” permiten introducir un número entre 0 y 7 indicando el canal de adquisición superior e inferior que desean registrarse entre los ocho permitidos por la tarjeta USB. Finalmente, el último desplegable etiquetado como “Margen Dinám.” permite cambiar el margen dinámico de las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición, permitiéndose la selección entre  $\pm 1$ ,  $\pm 2$ ,  $\pm 5$  y  $\pm 10$  voltios.

Ganancia							
47	100	220	330	560	680	1000	2000
0,016Hz	0,033Hz	0,074Hz	0,11 Hz	0,189Hz	0,23 Hz	0,338Hz	0,677Hz
0,022Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,27 Hz	0,327Hz	0,48 Hz	0,96 Hz
0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,405Hz	0,49 Hz	0,72 Hz	1,44 Hz
0,074Hz	0,159Hz	0,35 Hz	0,52 Hz	0,89 Hz	1,08 Hz	1,59 Hz	3,18 Hz
0,159Hz	0,338Hz	0,74 Hz	1,117Hz	1,89 Hz	2,3 Hz	3,38 Hz	6,77 Hz
0,226Hz	0,48 Hz	1,06 Hz	1,59 Hz	2,7 Hz	3,27 Hz	4,82 Hz	9,64 Hz
0,34 Hz	0,72 Hz	1,59 Hz	2,38 Hz	4,05 Hz	4,919Hz	7,23 Hz	14,46Hz
0,748Hz	1,59 Hz	3,5 Hz	5,25 Hz	8,91 Hz	10,82Hz	15,91Hz	31,83Hz

Tabla 4-7: Posibles frecuencias de corte seleccionables en función de la ganancia seleccionada.

Una vez que se han configurado todos los parámetros con los valores deseados, bastará con pulsar el botón de aceptar y el sistema quedará configurado. La plataforma comprobará si todos los parámetros son correctos y, en caso contrario, solicitará su modificación.

Para facilitar el uso del sistema, se ha definido una configuración por defecto para la interfaz USB desarrollada. De esta forma, si el usuario no quiere modificar ninguno de los parámetros y pasar a utilizar el sistema directamente, puede hacerlo sin pasar por los cuadros de dialogo anteriormente presentados. La figura 4-62 muestra la configuración que tendría el sistema en caso de haber utilizado la plataforma sin realizar cambios en la configuración, es decir, la configuración definida por defecto.

## 4.7 Sistema de movilidad adaptado basado en una silla de ruedas eléctrica

Uno de los principales objetivos de aplicación de las interfaces aferentes adaptadas para discapacidad motora severa es la movilidad de pacientes y, por lo tanto, incrementar su independencia y calidad de vida. Las interfaces desarrolladas y explicadas en el apartado 4.2 se han integrado en un sistema completo de movilidad, basado en una silla de ruedas comercial. Con esta combinación, se consigue un dispositivo de movilidad capaz de ser guiado mediante las señales captadas por la interfaz, en este caso, guiños voluntarios de los ojos.

La figura 4-63 recoge el diagrama de bloques del sistema implementado. En el diagrama se han incluido todos los elementos esenciales del sistema y, adicionalmente, algunos elementos intermedios y periféricos opcionales.

Como puede verse en la figura 4-63, las partes fundamentales del sistema serán la interfaz adaptada basada en el soporte de gafas, junto con su sistema de procesado y la silla de ruedas. Se ha elegido una silla de ruedas comercial que incorpora un sistema de dirección basado en *joystick* que será comandado a partir de las señales de guiños voluntarios. Para el funcionamiento e incorporación de diferentes elementos necesarios para el sistema de movilidad se han utilizado elementos electrónicos y estructurales de la silla de ruedas. Además, existe la posibilidad de conectar un ordenador personal o un *netbook* para que el usuario obtenga información del equipo y el proceso de control de la silla.

En este apartado, se explicará con suficiente detalle todo el sistema final de movilidad desarrollado, centrandó la atención en el control de la silla utilizando el sistema de *joystick* y los dispositivos de detección de obstáculos.

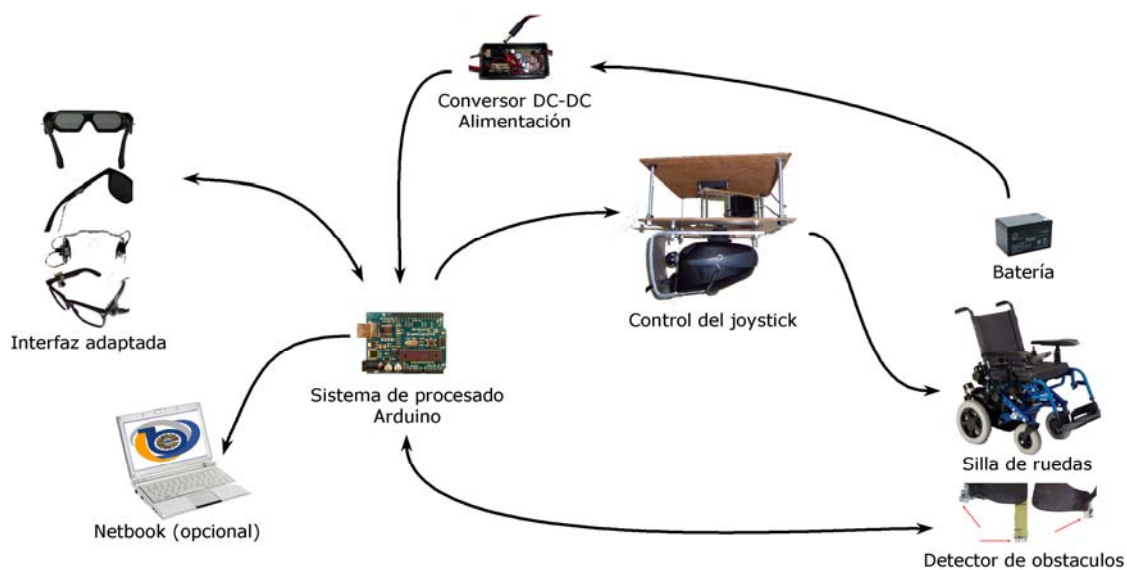


Figura 4-63: Diagrama de bloques del sistema de movilidad desarrollado.

### 4.7.1 Control de la silla

El control de la silla de ruedas se realizará utilizando las interfaces aferentes de detección de guiños presentadas en el apartado 4.2. Asimismo, la parte de control de los actuadores utilizados en el sistema construido será la misma encargada de la detección de guiños y se programará conjuntamente en la plataforma Arduino, [267]. De esta manera, se restan elementos, aprovechando el mismo sistema de procesado para la detección de las órdenes, provenientes de la interfaz adaptada, y el control de los actuadores.

Se han seguido dos filosofías diferentes para controlar la movilidad de la silla de ruedas. En primer lugar, un sistema electrónico con la filosofía de sustituir las señales generadas, originalmente, por el *joystick*. En segundo lugar, el desarrollo de un sistema mecánico que posibilitase el movimiento del *joystick* en todas las direcciones posibles. Debido a su carácter más flexible, más fiable y más universal se ha elegido el segundo método para su implementación en el prototipo final.

#### 4.7.1.1 Sistema electrónico

Para conseguir un sistema electrónico que interactúe de manera conveniente con otro existente y comercial, en primer lugar, es necesario realizar un proceso de ingeniería inversa para conocer el funcionamiento del sistema que pretendemos controlar. De esta forma, se analizó el sistema de control de la silla de ruedas disponible, constituido, principalmente, por el sistema de control SHARK de *Dynamic Controls: joystick* de tipo DK-REMA, [286], y módulo de potencia DK-PMA, [287]. Este sistema está destinado al control de dos motores de una silla de ruedas y debe ser alimentado con 24 voltios.

El *joystick* de tipo DK-REMA presenta un microcontrolador de la compañía *Atmel Corporation* como elemento principal. Este dispositivo es el encargado de monitorizar el estado de los elementos de control: palanca de dirección y potenciómetro de velocidad, además del interruptor de encendido. La palanca de dirección consta de un sistema de cinco bobinas en las que una de ellas, unida a la palanca de dirección y colocada en el centro de las otras cuatro, presenta movilidad. El circuito implementado en la placa impresa (PCB, del inglés *Printed Circuit Board*) se presenta en la figura 4-64, en él se pueden ver las cuatro bobinas fijas, etiquetadas como  $L_1$ ,  $L_2$ ,  $L_3$  y  $L_4$ , y la bobina móvil,  $L_5$  que estaría situada físicamente en el centro del resto.

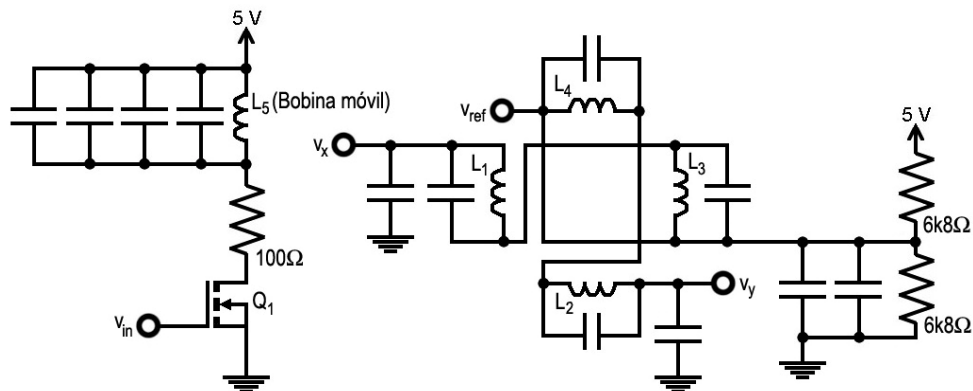


Figura 4-64: Circuito implementado en el *joystick* DK-REMA obtenido del análisis de ingeniería inversa.

De esta manera, la señal cuadrada, de 5 V<sub>pp</sub> y 20 kHz, inyectada en  $v_{in}$ , pasa a la bobina central con forma sinusoidal ya que se filtra, y se induce en las otras cuatro bobinas con un nivel

proporcional a la distancia de separación en cada caso. De esta manera, las señales  $v_x$  y  $v_y$  presentan variaciones de amplitud y de fase, respecto a  $v_{in}$ , en función de la dirección del desplazamiento de la bobina  $L_5$ . La salida  $v_{ref}$  tendrá un valor aproximado de 2,5 voltios idéntico al nivel de continua de las señales  $v_x$  y  $v_y$  que presentarán una amplitud máxima de 2 voltios y de 0 voltios en reposo. Estas señales son interpretadas por el microcontrolador incorporado para la decisión del movimiento a realizar por los motores.

Una vez conocidas las señales de control, éstas deben inyectarse en los diferentes puntos para conseguir que el módulo de control responda a las órdenes de la interfaz adaptada y su sistema de procesado. En este caso particular, por conveniencia, el sistema de procesado implementado no se basó en Arduino, sino en un microcontrolador de la compañía *Phillips Semiconductors*, concretamente el P87LPC769, [288], de bajo consumo y bajo coste. Este dispositivo se ha elegido debido a que incorpora dos salidas analógicas reales, que no requieren el uso de componentes externos adicionales, necesarias para el control de la silla de ruedas utilizando el método electrónico propuesto.

De esta manera, será necesario introducir dos señales sintetizadas en los puntos  $v_x$  y  $v_y$  del circuito de la figura 4-64, utilizando las señales presentes en  $v_{in}$  y  $v_{ref}$  como referencias para las señales generadas. De esta forma, la figura 4-65 presenta las señales introducidas en  $v_x$  y  $v_y$ , la superior y la inferior, respectivamente, en cada caso. La señal central, representa la señal de sincronismo,  $v_{in}$  y el nivel marcado en  $v_{ref}$  es el correspondiente a las señales en reposo de orden. La representación de la figura es, simplemente, ilustrativa incluyendo el nivel de referencia en rojo para cada una de las señales.

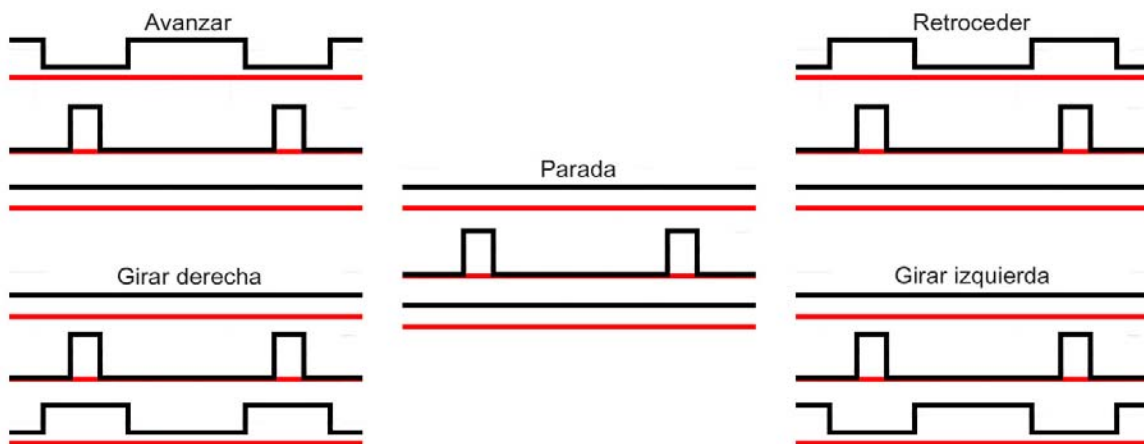


Figura 4-65: Señales sintetizadas por el sistema electrónico para el control de la silla de ruedas.

Con la generación de las señales de la figura 4-65 se consigue una completa movilidad de la silla de ruedas, pudiendo avanzar, retroceder y girar a ambos lados, además, se permiten cambios de velocidad mediante cambios en la amplitud de las señales cuadradas sintetizadas.

El problema que se encontró con este sistema de control de movimientos de la silla es que se produce una reducción de la fiabilidad de todo el conjunto y se reduce la vida útil de funcionamiento. Esto es, claramente, un inconveniente para el equipo que precisaría continuas revisiones y reemplazos de las partes defectuosas, pero además, se incluye el problema de que la solución planteada, únicamente, sirve para el modelo específico de *joystick* para el que ha sido diseñada. Por lo tanto, sería necesario un análisis de ingeniería inversa para cada posible *joystick* y módulo de control, lo que sería muy costoso.

#### 4.7.1.2 Sistema mecánico

Para solucionar los problemas encontrados en el funcionamiento del sistema electrónico propuesto y desarrollado en el apartado anterior, se decidió construir un sistema mecánico que fuera posible utilizar para cualquier silla de ruedas controlada por un *joystick*.

Con el fin de poder mover mecánicamente el *joystick* de manera externa se ha ideado un sistema basado en dos servomotores y una biela. Este sistema permite, elegir la dirección de movimiento y, tras su definición, la velocidad del movimiento, la definición de la velocidad implica su sentido en función de su signo. La figura 4-66 presenta un esquema del sistema mecánico de control del *joystick* implementado mediante dos servomotores de 180°.

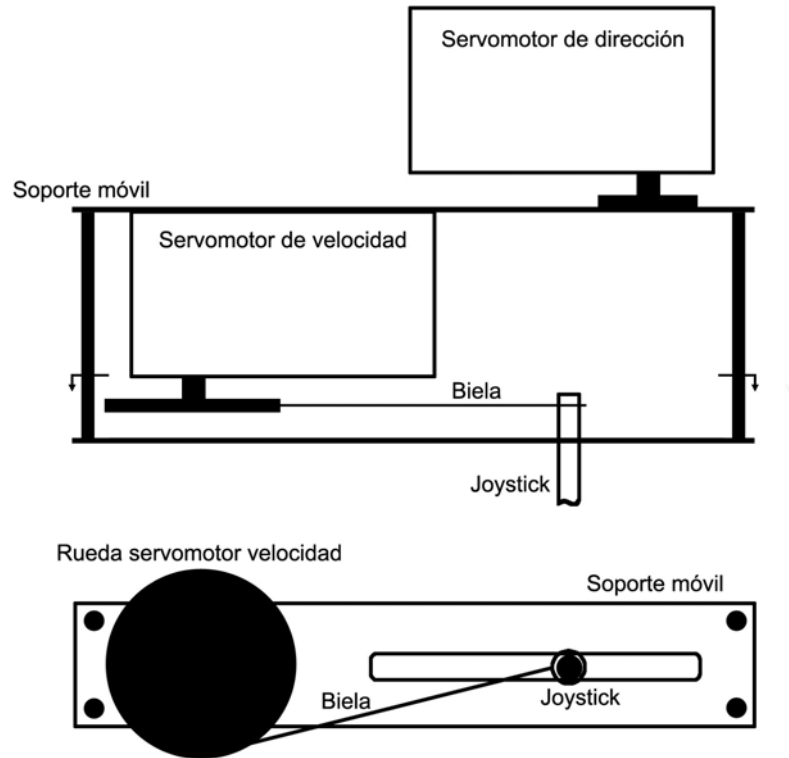


Figura 4-66: Esquema del sistema de dos servos implementado para el movimiento del *joystick*. Arriba: alzado de todo el conjunto. Abajo: planta de la parte inferior indicada con una flecha en el alzado.

En la parte superior de la figura 4-66 se observa un alzado del sistema, con los dos servomotores, de dirección y de velocidad. El primero de ellos controla un soporte móvil, dónde está incluido el segundo, que determina la dirección en la que se moverá el *joystick* situado en la parte inferior del soporte. La velocidad se determina con una biela que permite movimientos en los dos sentidos posibles, por lo tanto, un movimiento de 180° en el servomotor de dirección permite conseguir todos los posibles movimientos del *joystick* cubriendo los 360°.

En la parte inferior de la figura 4-66, se presenta un esquema de planta de la zona inferior, indicada con una flecha en el alzado, donde se observa la posición de la biela, en la rueda del servomotor de velocidad, unida al *joystick*. Además, puede verse una ranura en el soporte móvil que sirve de guía para evitar que el *joystick* se salga de la dirección que determina el primero de los servomotores. El aspecto del prototipo final construido se presenta en la figura 4-67.

El sistema de procesamiento utilizado en este caso es el mismo que se presentó en el apartado 4.2, basado en la plataforma hardware Arduino. De modo que, tras la detección de los guiños correspondientes, se decodifica la orden y se ejecuta el movimiento a realizar siguiendo la tabla 4-8. Como puede concluirse a partir de la tabla 4-8 se utilizan dos guiños consecutivos para

codificar todas las posibles órdenes y, únicamente, en el caso de parar se utilizará un guiño simultáneo de ambos ojos. Se ha elegido esta codificación para la parada de la silla debido a su facilidad de realizar y al gesto reflejo que tiene lugar cuando el usuario hace algo inesperado o se encuentra en una situación de peligro.

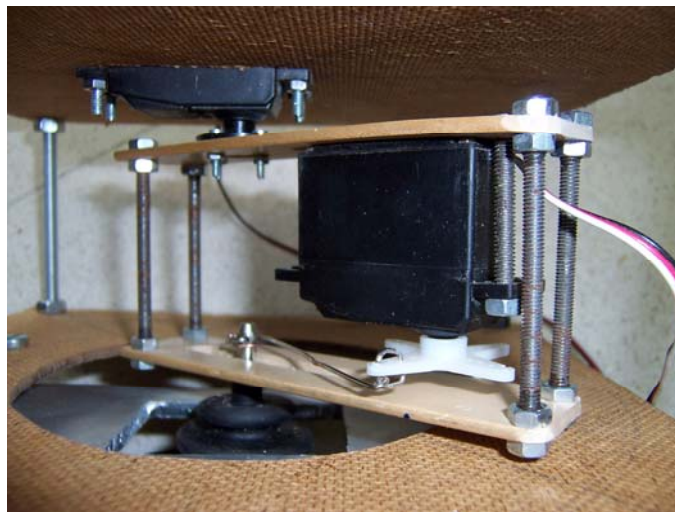


Figura 4-67: Sistema mecánico de movimiento del joystick.

Además, de estas órdenes básicas se ha implementado la posibilidad de realizar giros durante el avance hacia delante y un seguimiento de paredes manteniendo la distancia.

La primera de estas mejoras consiste en la realización de pequeños giros durante la marcha, permitiendo al usuario el control de la dirección como si fuera un volante. En este caso, se controla mediante guiños simples del ojo del lado hacia el que se quiere realizar el giro, tras la activación de la funcionalidad. De esta forma, tras la activación, que se realiza con un guiño de cualquiera de los ojos mientras se avanza, se pueden realizar ajustes para girar tanto a izquierda como a derecha, el control funcionará de manera progresiva, avanzando 5 grados el servomotor de dirección en el sentido indicado por el guiño. Lo que es lo mismo, que si estamos avanzando y queremos girar a la derecha, será necesario guiñar una vez cualquiera de los dos ojos, habilitación del control manual, y después el ojo derecho, corrección de la dirección 5° en el joystick, en este momento si queremos seguir recto, una vez corregida la trayectoria, se debe volver a guiñar el ojo izquierdo para corregir los 5° anteriores.

Codificación guiños	Codificación binaria	Movimiento servo dirección	Movimiento servo velocidad	Movimiento de la silla
Dos ojos simultáneos	000	90°	90°	Parada
Izquierdo - Izquierdo	101	90°	135°	Avanzar
Derecho - Derecho	010	90°	45°	Retroceder
Izquierdo - Derecho	001	150°	125°	Girar derecha
Derecho - Izquierdo	100	150°	35°	Girar Izquierda

Tabla 4-8: Lista de órdenes del sistema de control de la silla de ruedas.

La segunda de las funcionalidades incluidas permite el seguimiento de paredes, siempre y cuando, la pared detectada se encuentre a menos de 50 cm del usuario en silla de ruedas. La detección de obstáculos se realizará mediante una red de sensores que se explicará en el

apartado siguiente. La opción de autoguiado para el seguimiento de paredes, será necesario activarla con un guiño, de manera similar al caso anterior, y la silla se alineará con el obstáculo situado a uno de sus lados a menos de 50 cm, siempre y cuándo el otro lado se encuentre libre de obstáculos en una distancia mayor.

#### 4.7.2 Detector de obstáculos

Con el fin de evitar daños en el usuario y aumentar la fiabilidad y la funcionalidad del sistema, éste se ha dotado de dispositivos de detección de obstáculos. De manera que, en caso de que se fuera a producir una posible colisión, ésta fuese detectada y la silla de ruedas se detuviese a tiempo, para evitar posibles daños en el paciente.

Para conseguir un sistema de detección completo, en diferentes direcciones de movimiento y con un número de ángulos muertos de visión de los sensores aceptable para la aplicación de interés se ha construido un array de tres sensores de ultrasonidos, figura 4-68. En la fotografía se observan los tres sensores estratégicamente colocados: uno en la parte frontal y uno en cada lateral. Además, se presenta en detalle el sensor frontal y uno de los laterales.

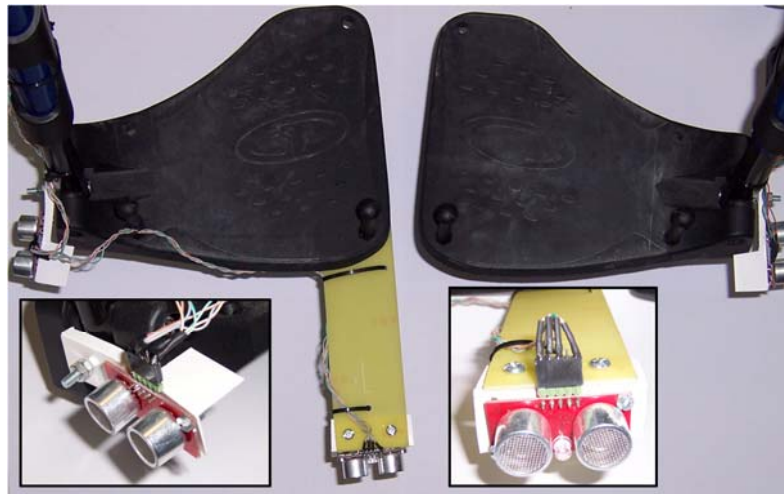


Figura 4-68: Sistema de detección de choque, array de tres sensores de ultrasonidos, frontal y laterales. Detalle de los mismos en los recuadros.

Para la detección se ha decidido utilizar sensores basados en ultrasonidos que incorporan un transmisor y un receptor, concretamente, el dispositivo SRF08, [289], de la compañía *Devantech Ltd*. Estos sensores son capaces de detectar obstáculos desde una distancia de 3 cm hasta 6 metros según las especificaciones, presentan un diagrama de detección muy amplio, 55°, y utilizan comunicación mediante el protocolo I2C compatible con el Arduino empleado para el control de la silla.

El riesgo de colisión no sólo tiene en cuenta la distancia a la que se encuentra el obstáculo sino también el tiempo restante para una posible colisión. El tiempo restante para la colisión se calcula utilizando la velocidad de la silla, calculada a partir de dos distancias en un intervalo de tiempo conocido, y la distancia restante para el choque. El hecho de emplear estas dos variables aumenta la seguridad de la silla ya que, de alguna manera, se independiza la velocidad de la distancia consiguiéndose medidas relativas para el tiempo de choque, es decir, que si se tiene, únicamente, en cuenta la distancia mediante un umbral de decisión y la silla se moviese lentamente se detectaría choque a pesar de que el tiempo para el choque fuera muy grande.

De esta manera, se han fijado unos umbrales combinando distancia y tiempo para una posible colisión que conseguirán una deceleración progresiva o una parada total de la silla.

Respecto al movimiento de avance, se comenzará a realizar una deceleración progresiva cuando el obstáculo esté a menos de 50 centímetros y el tiempo para una posible colisión sea de 2 segundos. Similarmente, para el desplazamiento lateral, se producirá una deceleración progresiva cuando el tiempo de colisión sea inferior a 3 segundos y el obstáculo se encuentre a menos de 50 centímetros. Si el obstáculo se encuentra a una distancia inferior a 5 centímetros el sistema parará la marcha e impedirá reanudarla en el sentido hacia el que se encuentre el obstáculo. Una vez que el obstáculo ha desaparecido, el control vuelve al usuario que podrá reanudar la marcha con libertad de movimientos.

### 4.7.3 Presentación final

Finalmente, el sistema controlador mecánico del *joystick* se introdujo en una caja diseñada para tal fin, junto con el Arduino encargado del procesado y todos los periféricos y conexiones necesarias, figura 4-69.

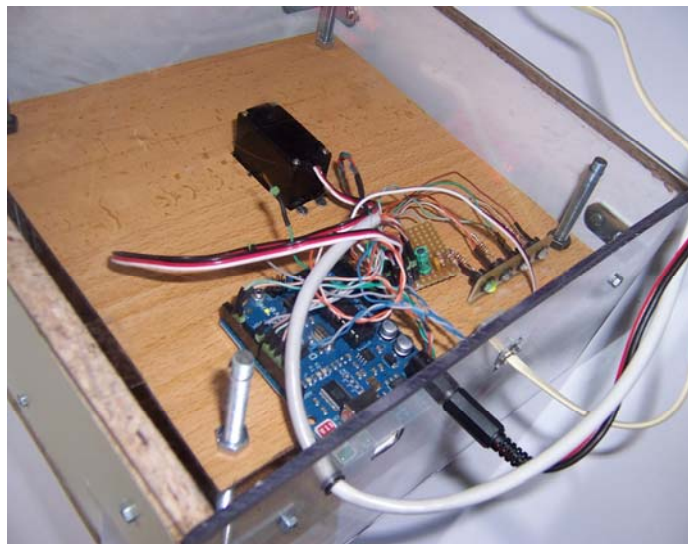


Figura 4-69: Perspectiva del montaje final de la caja con el sistema controlador mecánico del *joystick*.

La caja construida parcialmente con metacrilato permite observar su contenido de manera que, en la parte frontal, se han incluido unos indicadores luminosos y conectores, figura 4-70. El frontal presenta en la parte derecha cuatro indicadores led, que darán información acerca del estado del sistema: el indicador de la izquierda, verde, indicará que el sistema está operativo, los tres de la derecha, naranjas, presentan mediante código binario, siguiendo la tabla 4-8, la orden operativa en el controlador. Los conectores y cables que entran en la caja se corresponden con: conexión con el array de sensores para detección de choque, conexión USB opcional con un ordenador personal, *jack* de alimentación, margen entre 7 y 12 voltios, y conector RJ11 para la interfaz adaptada. El conjunto de servomotores y plataforma móvil se encuentra situado en la parte inferior de la figura 4-70.



Figura 4-70: Parte frontal de indicadores y conexiones.



Para la alimentación de todo el sistema de control se ha implementado un conversor DC-DC, similar al de la interfaz aferente de señales bioeléctricas (explicado en detalle en el *Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas*), que utiliza el voltaje de las baterías para alimentar el Arduino, los servomotores y los sensores de ultrasonidos. Para mejorar la seguridad se ha incluido un fusible y un interruptor que permite apagar el controlador. Además de encender el controlador, será necesario encender el *joystick* de la forma convencional para el correcto funcionamiento de la silla de ruedas.

El aspecto final del sistema de control colocado en la silla de ruedas se puede observar en la figura 4-71. El punto de colocación ha sido en la parte trasera de forma que no se impida ni se moleste al usuario al utilizar la silla normalmente consiguiendo una comodidad de guiado adaptado elevada.



Figura 4-71: Silla de ruedas comercial con el sistema de control adaptado implementado.

## 4.8 Sistema de telepresencia

Nuevamente, el sistema presentado está orientado a personas con un alto grado de discapacidad motora que les impide tener una movilidad en su propio hogar. El principal problema de estas personas es que deben permanecer sin movilidad en una de las dependencias de su casa sin saber que ocurre en el resto del inmueble aunque se produzcan situaciones que generen dudas acerca de determinados problemas o, incluso, la presencia de intrusos. Para ello se ha diseñado un sistema, al igual que el anterior basado en las interfaces adaptadas explicadas en el apartado 4.2, que permite controlar un robot con una cámara incorporada con el fin de que el usuario con problemas de movilidad pueda observar de manera virtual las distintas dependencias de su hogar. Adicionalmente, se ha incluido una funcionalidad que permite a un cuidador o familiar observar el estado del paciente de manera remota, a través de Internet y utilizando una interfaz de control muy sencilla.

El diagrama de bloques del sistema implementado se muestra en la figura 4-72. En la parte derecha pueden verse las partes comunes con el anterior sistema: la interfaz adaptada y el sistema de procesamiento basado en Arduino. Nuevamente, estos elementos se corresponden con lo explicado en el apartado 4.2. Mientras que el resto del diagrama presenta los elementos nuevos

en este sistema, se hace obligatorio el uso de un ordenador personal o *netbook*, de un punto de acceso inalámbrico, se ha optado por el uso de tecnología Wi-Fi, y un robot con diferentes elementos de recepción, envío y procesamiento de datos.



Figura 4-72: Diagrama de bloques del sistema de telepresencia desarrollado.

En este apartado se explicarán, detalladamente, todos los elementos que forman parte del sistema de telepresencia desarrollado. Para ello, en primer lugar, se centrará la exposición en el robot y todos los elementos que incorpora para conseguir un correcto funcionamiento, así como el procesamiento necesario. Posteriormente, se explicarán los dos métodos de control que incorpora: adaptado y remoto.

## 4.8.1 Robot

Una parte fundamental del sistema de telepresencia es un robot de características específicas construido en el laboratorio. El robot, compuesto por un soporte y dos motores de continua con reductora, tiene incorporado un sistema de procesamiento y de control basado en Arduino y una cámara inalámbrica.

La cámara inalámbrica utilizada e incorporada en el robot, concretamente el modelo F312A IP Camera, [290], de la compañía *Zavio Inc.* permite realizar una comunicación bidireccional de audio y unidireccional de vídeo. De esta forma, el usuario puede ver en su propio ordenador, bien a través de la red local o bien a través de Internet, la señal de video recogida por la cámara y, además, a través del canal de audio se puede realizar una comunicación bidireccional y utilizarlo para enviar señales de control para el movimiento del robot mediante órdenes específicas.

### 4.8.1.1 Procesado

El módulo de procesamiento incluido en el robot se presenta como diagrama de bloques en la figura 4-73. Como ya se ha indicado, se utilizará la señal de audio proveniente de la cámara IP inalámbrica para el envío de las órdenes hasta el robot, que será controlado a partir de dos señales,  $v_{m1}$  y  $v_{m2}$ , para controlar el motor de la rueda derecha e izquierda, respectivamente.

El procesamiento se realizará, en su mayor parte por hardware, utilizando únicamente el Arduino para convertir un voltaje de continua en una orden de movimiento o parada de los motores del robot. De esta manera, se realizará una amplificación de la señal de entrada,  $v_{in}$ , de audio con la ayuda de un circuito integrado TL081, [256], con el fin de adaptarla a un sistema desmodulador de frecuencia PLL (del inglés *Phase Locked Loop*). Este PLL, construido empleando un circuito integrado 4046 de *Phillips Semiconductors*, [291], y que tendrá un

margen de enganche centrado en la banda de audio, se encargará de engancharse a la frecuencia de entrada, es decir, presentará en la salida del oscilador controlado por tensión (VCO, del inglés *Voltage-Controlled Oscillator*) una frecuencia idéntica a la de entrada. De esta manera, a la entrada del VCO se tendrá un voltaje,  $V_{VCO}$ , con relación biunívoca para la frecuencia de entrada, lo que permitirá discernir entre varias posibles órdenes asociadas a diferentes frecuencias de audio. Esta señal analógica de nivel variable es analizada por el Arduino incorporado en el sistema de procesado y si la salida de indicación de enganche del detector de fase (PD, del inglés *Phase Detector*), señal digital  $V_{Eng}$ , esta activa se pasará la señal de control para la orden correspondiente a los motores.

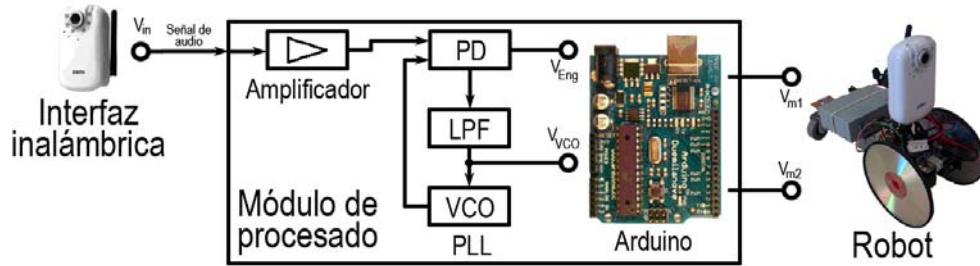


Figura 4-73: Diagrama de bloques del módulo de procesado para el robot de telepresencia.

Para el control del robot se han implementado dos sistemas con aplicación y utilidad claramente diferenciada. El primero de ellos consiste en el uso de las interfaces adaptadas y su módulo de procesado, explicadas en el apartado 4.2, para el control mientras que el segundo se corresponde con una aplicación simple para ordenador que enviará las órdenes vía Internet de manera que el robot pueda ser controlado de manera remota.

### 4.8.2 Control de movimientos: interfaz adaptada

En este caso, como ya se ha indicado se utilizarán las interfaces adaptadas del apartado 4.2 con un sistema de procesado idéntico, basado en la plataforma Arduino. Tras la detección de los guiños, para los que se ha seguido la misma codificación que en el caso del sistema de movilidad, apartado 4.7, se presenta en la tabla 4-9 la codificación y el movimiento comandado en cada uno de los casos.

La actuación en este caso tras la detección del guiño será la generación de un tono de una frecuencia determinada en el margen de audio, tabla 4-9. Las frecuencias utilizadas son configurables y pueden variar en función de la sintonización del VCO del PLL incluido en el robot. Esta señal de audio con la frecuencia codificada se introduce en el ordenador donde se visualizan las imágenes y es transmitida vía Wi-Fi usando la interfaz de la cámara, figura 4-74.

Codificación guiños	Codificación binaria	Frecuencia codificada (Hz)	Movimiento del robot
Dos ojos simultáneos	000	400	Parada
Izquierdo - Izquierdo	101	2300	Avanzar
Derecho - Derecho	010	4200	Retroceder
Izquierdo - Derecho	001	6100	Girar derecha
Derecho - Izquierdo	100	8000	Girar Izquierda

Tabla 4-9: Lista de órdenes del sistema de telepresencia controlando el robot y frecuencias de codificación utilizadas.

Simplemente introduciendo la señal de audio que genera el Arduino en el ordenador, el robot recibirá las órdenes, a través de la cámara por medio del enlace Wi-Fi, se realizará un procesamiento, tanto hardware como software y, el robot iniciará el movimiento comandado.



Figura 4-74: Vista de la interfaz de la cámara en el ordenador.

La figura 4-75 presenta a dos sujetos de control realizando pruebas con el sistema de telepresencia y vigilancia implementado, en el entorno controlado del laboratorio de investigación, utilizando las interfaces adaptadas a discapacidad motora severa.



Figura 4-75: Sujetos de control realizando pruebas con el sistema de telepresencia.

### 4.8.3 Control de movimientos: acceso remoto

Para el control del robot mediante acceso remoto se ha creado una aplicación basada en HTML y JavaScript que permitirá realizar los movimientos básicos: avanzar, retroceder, girar a ambos lados y parar. Todo ello ha sido incluido en una interfaz simple y amigable, figura 4-76, que permite al usuario un control sencillo e intuitivo.

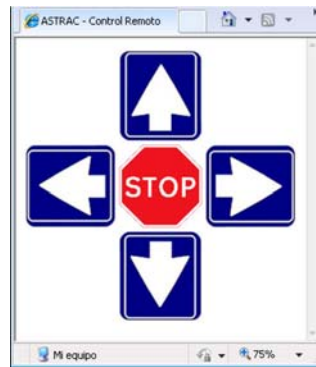


Figura 4-76: Vista de la interfaz de control remoto para el sistema de telepresencia.

El funcionamiento de este control remoto es muy similar al de interfaz adaptada basada en gafas, al pulsar cada uno de los botones de la ventana de la figura 4-76, se generará un tono de la frecuencia determinada a esa orden, que se enviará vía Internet hasta la cámara y, al igual que en el caso anterior, se procesará para conseguir que el robot ejecute el movimiento.

## 4.9 Sistema de comunicación aumentativa

El objetivo de este sistema completo es permitir a un usuario con una alta discapacidad motora el control de un sistema de propósito general, como puede ser un ordenador, por medio de interfaces adaptadas. En este caso, el diagrama de bloques es muy simple y se presenta en la figura 4-77.

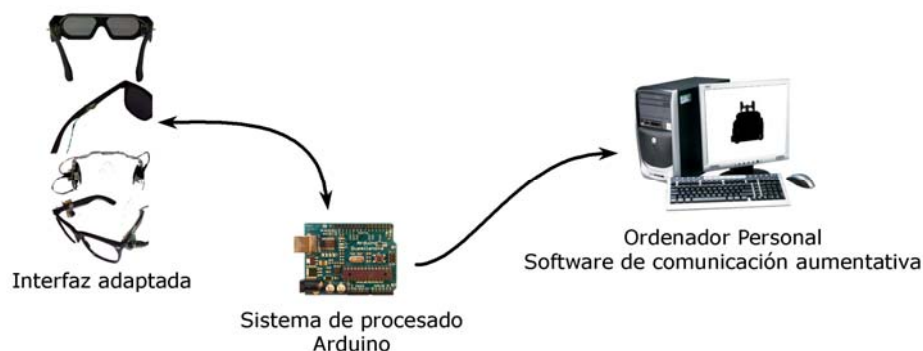


Figura 4-77: Diagrama de bloques del sistema de comunicación aumentativa desarrollado.

En el diagrama de bloques se presenta la interfaz adaptada, el sistema de procesado, ambos presentados en el apartado 4.2, y un ordenador personal con un software específico para la aplicación de comunicación aumentativa desarrollada, denominado VibroControl. El conjunto de interfaz adaptada y sistema de procesado enviará al ordenador, mediante la conexión USB serie que incorpora el Arduino, la información necesaria para que el software interprete las órdenes y realice las acciones necesarias en cada caso. En este apartado se explicará el software implementado.

### 4.9.1 Software de comunicación aumentativa: VibroControl

El software de comunicación aumentativa, VibroControl, se desarrolló en lenguaje de programación VisualBasic 6.0 y de forma modular, con el objetivo de que se puedan incluir nuevas funcionalidades de manera sencilla. El aspecto de la ventana principal del programa se presenta en la figura 4-78.

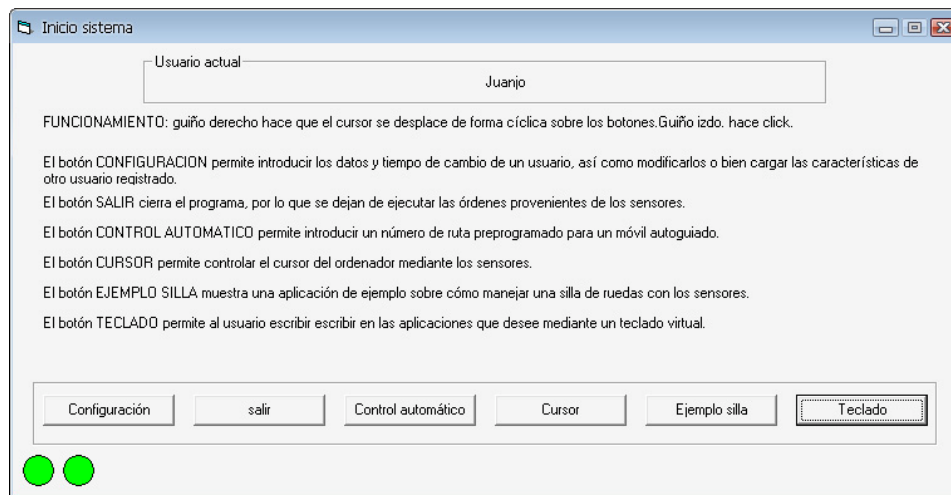


Figura 4-78: Ventana principal del programa VibroControl.

Usando la interfaz adaptada controlada mediante guiños se maneja la ventana de inicio que da acceso al resto de módulos y muestra el nombre del usuario para el que esta configurado el software. En este caso, se habilita el acceso a cinco módulos que permiten realizar diferentes tareas: configuración, control automático, cursor, ejemplo silla y teclado.

#### 4.9.1.1 Módulo *configuración*

El objetivo de este módulo es recoger los datos básicos de configuración para un usuario determinado con el fin de conseguir un grado de adaptación óptimo y personalizado.

En este módulo se ha habilitado un sistema de base de datos que contiene a todos los usuarios, de manera que se permiten almacenar las configuraciones para ellos y el uso de usuarios por defecto para cuando se inicie el programa.

Para conseguir una mejor funcionalidad, se permite gestionar la base de datos: dar de alta, modificar o borrar un usuario, seleccionar el usuario del sistema de una lista o realizar pruebas de funcionamiento. Las comprobaciones realizadas en la ventana de funcionamiento serán el control de los guiños independientes y simultáneos y de los guiños consecutivos para los que se permite realizar una modificación del tiempo entre ambos.

#### 4.9.1.2 Módulo *control automático*

Actualmente, este módulo no se encuentra operativo pero permitiría al usuario elegir entre una serie de tareas prediseñadas para el control adaptado de cualquier elemento de la vivienda. La funcionalidad de este módulo, aparentemente reducida, es muy amplia ya que se puede utilizar para realizar control de cualquier elemento domótico conectado al ordenador. Los elementos a controlar deben de estar adaptados para conseguir un funcionamiento óptimo empleando el sistema propuesto. Por lo tanto, esta herramienta permitiría a un usuario con grandes problemas de movilidad realizar tareas cotidianas tales como subir o bajar las persianas, encender y apagar las luces, etc.

#### 4.9.1.3 Módulo *cursor*

La funcionalidad de este módulo es permitir al usuario el control del ratón del ordenador utilizando los guiños captados por la interfaz adaptada. El funcionamiento de este sistema es

sencillo y se resumen en el diagrama de estados de la figura 4-79, donde se han incluido tres grandes secciones en las que se divide el programa. En la figura 4-79 se indican los guiños necesarios para cada acción: guiño izquierda (I), guiño derecha (D), guiños secuenciales izquierda derecha (I+D) y guiños secuenciales derecha izquierda (D+I). En todos los casos, es necesario realizar un guiño cualquiera para parar el movimiento del cursor una vez iniciado.

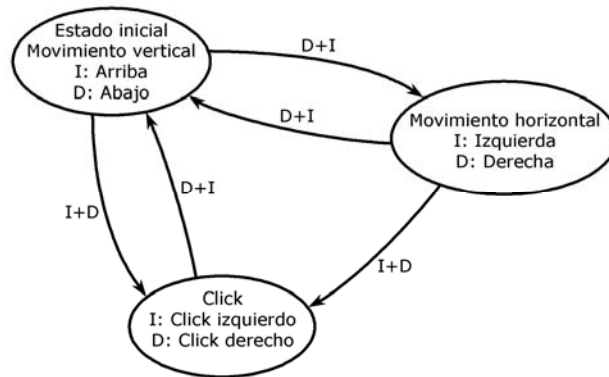


Figura 4-79: Diagrama de estados del módulo cursor del programa VibroControl. Se ha codificado utilizando I y D los guiños Izquierda y derecha, respectivamente, los casos I+D se refieren a un guiño izquierda y, consecutivamente, un guiño derecha, viceversa para el caso D+I.

El programa permite mediante un parámetro del usuario en el registro de configuración el uso de tres velocidades distintas para el movimiento del cursor por la pantalla y proveerá siempre al usuario de la información resumida en la figura 4-79 mediante pequeñas ventanas situadas en un lugar no utilizado de la pantalla. Generalmente, las pantallas de resumen, se situarán en la parte inferior derecha de la pantalla, salvo que el usuario pretenda utilizar esa zona, momento en el que la información será desplazada.

#### 4.9.1.4 Módulo ejemplo silla

Con este módulo se permite simular el comportamiento de una silla de ruedas utilizando la interfaz adaptada, permitiéndose tareas de entrenamiento para la utilización del sistema completo de movilidad presentado en el apartado 4.7. La figura 4-80 presenta un ejemplo de posible escenario del sistema de entrenamiento para el control de sillas de ruedas.



Figura 4-80: Ejemplo de control simulado de una silla de ruedas.

Con este módulo, el usuario puede aprender a controlar el sistema de movilidad basado en sillas de ruedas, coger soltura en su manejo que se traducirá en un mejor manejo de la silla de ruedas adaptada y, lo que es más importante, estudiar su posible utilización antes de adquirir

una silla de ruedas. Aunque el movimiento de la silla no es completamente real, los giros se realizan a saltos y no se permite el movimiento de retroceso, permite hacerse una idea para conseguir un manejo aceptable. Además, el software permite incorporar diferentes escenarios adaptables al usuario que utilizará el sistema reproduciendo, por ejemplo, las dependencias de su hogar.

#### 4.9.1.5 Módulo *teclado*

El módulo teclado consiste en una parte del programa que permite escribir de manera adaptada en cualquier aplicación del ordenador y, adicionalmente, posibilita la realización de algunas de las diferentes acciones que se llevan a cabo utilizando combinaciones de teclas tales como: copiar, pegar, cambiar de ventana...

El aspecto del teclado al iniciar la aplicación, figura 4-81, presenta las letras colocadas por frecuencia de aparición en castellano. Se eligió este formato de teclado frente al habitual QWERTY o al orden alfabético para evitar grandes desplazamientos por el mismo, ya que el sistema adaptado conlleva una velocidad de escritura lenta si se deben hacer grandes desplazamientos por el teclado.



Figura 4-81: Aspecto del teclado inicial adaptado.

El funcionamiento de este teclado sigue un procedimiento similar al presentado y explicado para el módulo *cursor*, diagrama de estados de la figura 4-79, con la salvedad de que ahora no se incluye la posibilidad de clic derecho de ratón, que para este uso no es necesario. La elección de la tecla a pulsar se realizará mediante movimientos horizontales y verticales, donde la tecla seleccionada aparece resaltada en color y tamaño. Al pulsar una de las teclas de la parte izquierda del teclado se producirán cambios en la apariencia del teclado permitiéndose, en cada caso, el uso de diferentes teclas y funcionalidades:

- Teclado ‘Bloq. May’ o ‘Shift’: Permite escribir en mayúsculas, la diferencia reside en que el modo ‘Shift’ permitirá una única pulsación de tecla y volverá al estado de minúsculas. Si se accede utilizando la tecla ‘Bloq. May’ será necesaria una nueva pulsación para regresar al modo de minúsculas.
- Teclado ‘Núm/Esp’: Presenta números y caracteres especiales de uso general. Tras la pulsación de la tecla, nuevamente, vuelve a la posición inicial.
- Teclado tildes: Se accede mediante la tecla ‘´’ y presenta todas las vocales, mayúsculas y minúsculas, acentuadas. Tras la pulsación de la letra de interés vuelve al teclado inicial.
- Teclado ‘Funciones’: Implementa las funcionalidades básicas utilizando combinaciones de teclas: copiar (ctrl+c), cortar (ctrl.+x), pegar (ctrl.+v), tabulador (tab), cambiar de ventana (alt+tab), seleccionar (shift) y las flechas de dirección.



La implementación de los cinco teclados descritos permite al usuario con dificultades de movilidad, y en consecuencia de uso del teclado convencional de un ordenador personal, una completa interacción permitiendo la escritura en cualquier aplicación y la realización de funciones básicas de combinación de teclas.

## 4.10 Sistema de sustitución sensorial

El objetivo del sistema de sustitución sensorial es la transducción de información de un tipo en otra distinta que el usuario pueda recibir satisfactoriamente. En principio, el sistema está dirigido a personas con deficiencias auditivas severas pero también se ha diseñado para que puedan utilizarlo personas con cófosis y ceguera. El sistema completo está basado en la interfaz aferente de reconocimiento de voz presentada anteriormente en este capítulo y el guante de estimulación sensorial visual y táctil, también expuesto en este capítulo. La implementación de este sistema es bastante directa ya que como se ve en el diagrama de bloques, figura 4-82, únicamente se han utilizado las dos interfaces y una interconexión inalámbrica entre ellas. Por lo tanto, el sistema actuará de transductor entre el habla de un sujeto y la estimulación sensorial de un paciente con deficiencias auditivas severas.

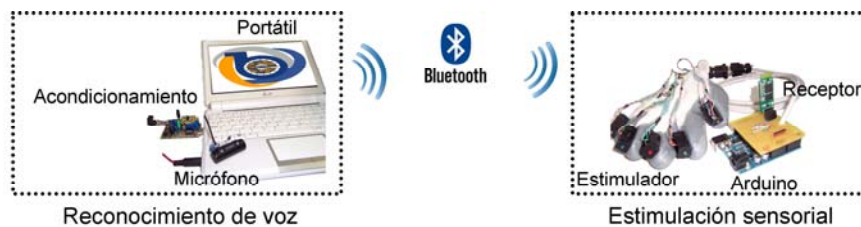


Figura 4-82: Diagrama de bloques del sistema de sustitución sensorial realizado.

La figura 4-82 presenta, en un primer bloque, la interfaz aferente de reconocimiento de voz, compuesta, como ya se explicó, por un micrófono, un circuito de acondicionamiento de audio y un ordenador portátil para el procesado. Esta interfaz se ha configurado para detectar una serie de patrones de habla, tabla 4-10, que han sido elegidos centrándose en la utilidad del sistema completo para un niño con deficiencias sensoriales auditivas.

Número de orden	Palabra patrón	Número de orden	Palabra patrón	Número de orden	Palabra patrón
1	amarillo	9	colegio	17	mal
2	verde	10	medicina	18	padre
3	rojo	11	Albano	19	madre
4	azul	12	cuidado	20	hermano
5	blanco	13	visita	21	limpiar
6	hola	14	habitación	22	estudiar
7	adiós	15	a dormir	23	salir
8	comida	16	muy bien	24	ayuda

Tabla 4-10: Lista de palabras patrón utilizadas en el sistema de sustitución sensorial.

En el otro extremo del sistema, figura 4-82, tras el canal de comunicación inalámbrico Bluetooth, se encuentra el sistema de estimulación sensorial, compuesto por un receptor

Bluetooth para el puerto serie, un Arduino de procesado y el guante con estimulación sensorial y táctil.

Los patrones presentados en la tabla 4-10 se corresponden de manera directa, siguiendo el mismo número de orden con los comandos de estimulación presentados en la tabla 4-6. Se consigue de esta manera traducir cada una de las palabras de la tabla 4-10 en un comando visual y táctil como distintas combinaciones de actuadores encendidos y su frecuencia de funcionamiento.

## 4.11 Conclusiones

En este capítulo de la Tesis Doctoral, se han presentado todos los dispositivos, interfaces y sistemas completos que se han desarrollado en el ámbito de las Tecnologías de Rehabilitación (TR). Como se indicó en el capítulo anterior y se ha explicado a lo largo de éste, se ha trabajado tanto el desarrollo de interfaces aferentes como eferentes. Además, finalmente, se han expuesto unos sistemas completos implementados con aplicaciones claramente diferenciadas. En todos estos desarrollos se ha seguido un procedimiento común presentado en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*.

En lo que respecta a las interfaces aferentes, se ha empleado un método de diseño común. El objetivo ha sido la construcción de diferentes interfaces que captasen información de distinta naturaleza pero pudiéndose integrar dentro de un marco de funcionamiento común. Esto permite que puedan usarse diferentes interfaces para controlar los distintos sistemas de propósito general o específico implementados. De esta manera, se ha implementado un dispositivo de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas muy flexible y que presenta partes novedosas en su diseño, frente al estado del arte y a los prototipos previos del grupo de investigación, interfaces adaptadas a la discapacidad motora severa basadas en la captación de señales biomecánicas: guiños voluntarios de los ojos o reconocimiento de imágenes de la cara del usuario y, finalmente, reconocimiento de voz. Como se ha indicado, todas estas interfaces se han construido dentro de un marco común en el grupo de investigación, de manera que todos los dispositivos se integren en un ámbito de desarrollo más amplio.

Por otro lado, las interfaces eferentes para la estimulación del usuario, también han sido desarrolladas siguiendo la metodología presentada en el capítulo 3. Se han elegido dos tipos de estimulación con objetivos muy diferentes. En primer lugar, se ha construido un equipo de electroestimulación funcional que permite la estimulación de ocho canales independientes, es decir, facilita a un usuario con una determinada discapacidad o disfunción poder controlar ocho de sus músculos o grupos musculares relacionados, permitiéndole la consecución de movimientos que no puede realizar sin ayudas técnicas. Adicionalmente, se ha implementado un dispositivo de estimulación visual y táctil que permite la recepción de información complementaria al usuario y su empleo en tareas de sustitución sensorial. El diseño es completamente operativo y el prototipo ha sido construido en forma de guante, de forma que permita un completo manejo de la mano y los dedos, así como la realización de actividades diarias.

Entre los sistemas completos implementados, se ha realizado una adaptación del sistema de adquisición de señales construido a la plataforma de entrenamiento neuromuscular UVa-NTS desarrollada en anteriores trabajos del grupo de investigación. Mediante la utilización de las interfaces de adquisición de señales biomecánicas, apartado 4.2, se ha construido un sistema de movilidad adaptado basado en una silla de ruedas eléctrica comercial, un sistema de vigilancia

#### CAPÍTULO 4: INNOVACIONES APLICADAS A TR: PROTOTIPOS DESARROLLADOS

adaptado a la discapacidad motora severa basado en un robot inalámbrico, que permite el control simultáneo para un paciente y un cuidador en ubicación remota, y un sistema de comunicación aumentativa para el control de un ordenador personal. Finalmente, se ha presentado un sistema de sustitución sensorial para personas con cófosis, que también puede ser utilizado por personas que tengan cófosis y ceguera. El sistema está basado en dos de las interfaces presentadas en el capítulo: interfaz aferente de reconocimiento de voz e interfaz eferente de estimulación sensorial. Aunque no se ha mencionado, el sistema de sustitución sensorial puede utilizarse en tareas de sustitución cognitiva para recibir órdenes simples emitidas en un idioma desconocido para el usuario.

Todos estos dispositivos han sido correctamente probados en sujetos de control y pacientes, presentando un funcionamiento y rendimiento adecuado conforme a los objetivos de diseño previstos. Estas prestaciones, junto con las pruebas necesarias realizadas, se expondrán en el *Capítulo 5: Resultados*.



## Capítulo 5: Resultados

En este capítulo se presentarán los resultados conseguidos con algunas de las interfaces y sistemas implementados y descritos en el anterior capítulo, *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*.

En primer lugar, se presentarán los resultados de las pruebas realizadas con el sistema de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas integrado en la plataforma UVa-NTS. Para la interfaz se han realizado pruebas de especificación, estudiando diferentes parámetros de funcionamiento: respuesta en frecuencia, estabilidad de *offset* a la salida, estabilidad térmica y nivel equivalente de ruido a la entrada. Todas estas características se han estudiado para los dos diseños operativos novedosos explicados, filtro paso-alto con realimentación con atenuador de resistencias en T y con atenuador de etapa inversora básica. Además, en algunos casos, se han realizado pruebas comparativas empleando el diseño con realimentación mediante etapa integradora simple. Adicionalmente, se han realizado experimentos empleando dispositivos integrados comerciales con diferentes especificaciones al TL084 original, con el objetivo de hacer una comparativa y elegir el integrado más adecuado para la aplicación perseguida. Tras las pruebas de especificación realizadas, se expondrán brevemente algunos ensayos ilustrativos de funcionamiento global del sistema. Para finalizar, se expondrán los resultados y conclusiones obtenidas a partir de una batería de pruebas utilizando las aplicaciones incluidas en el software de la plataforma UVa-NTS en una muestra de la población de pacientes con lesión medular, un paciente con distrofia muscular y una muestra de la población de sujetos de control.

En segundo lugar, se presentarán los datos recogidos en las pruebas de uso del sistema de movilidad, que han sido realizadas en un circuito especialmente diseñado para comprobar su maniobrabilidad. En estos ensayos se empleó una población de sujetos de control, ya que la capacidad de guiño de la interfaz utilizada es similar en los sujetos sanos y en la mayoría de los discapacitados susceptibles de ser usuarios del sistema.

Finalmente, se incluyen resultados de pruebas realizadas con las interfaces aferente y eferente del sistema de sustitución sensorial presentado en el capítulo anterior sobre una población de sujetos de control.

### 5.1 Plataforma de entrenamiento neuromuscular

La plataforma de entrenamiento neuromuscular UVa-NTS, como ya se ha indicado, está compuesta de una parte hardware y otra software. La parte hardware, desarrollada en este trabajo y presentada en el apartado 4.1, es una interfaz de acondicionamiento y adquisición de señales bioeléctricas flexible. Mientras que la parte software, desarrollada previamente en el

grupo de investigación, incluye diferentes herramientas y programas de entrenamiento, evaluación y rehabilitación neuromuscular.

Con esta plataforma se han realizado numerosas pruebas. En primer lugar, se han realizado pruebas de comprobación de especificaciones con el objetivo de obtener las verdaderas prestaciones del dispositivo desarrollado. Para las especificaciones del circuito, el estudio se ha centrado en el análisis en las prestaciones del filtro paso-alto que es la etapa más novedosa del equipo. Se han comprobado las especificaciones utilizando diferentes alternativas en la elección de los amplificadores operacionales que aparecen en el esquema del filtro paso-alto, de modo que se pueda realizar una comparativa entre los resultados obtenidos para cada uno de ellos. Concretamente se han estudiado la respuesta en frecuencia del equipo de adquisición completo, trazando su función de transferencia normalizada y comprobando la ganancia alcanzada en cada caso; la estabilidad de *offset* a la salida, comparando los diferentes diseños de filtro y diferentes dispositivos integrados; la estabilidad térmica del circuito y el ruido equivalente a la entrada, nuevamente, comparando entre diferentes circuitos integrados.

Adicionalmente, y una vez que el equipo hardware cumple las especificaciones de diseño, se presentan pruebas preliminares de adquisición de diferentes biopotenciales, electrocardiogramas y electromiogramas de distintos músculos, en sujetos de control. En estas pruebas iniciales, se ha utilizado tanto un osciloscopio como las herramientas software incorporadas en la plataforma UVa-NTS.

Finalmente, se incluyen los resultados conseguidos empleando las diferentes herramientas de la plataforma siguiendo un protocolo desarrollado en colaboración con médicos rehabilitadores del Hospital Nacional de Paraplégicos centro nacional de referencia, sito en Toledo. Siguiendo las directrices de este protocolo se han realizado pruebas en muestras de las poblaciones de lesionados medulares con nivel de lesión C7, sujetos de control y un paciente con distrofia muscular. Los resultados obtenidos se analizan de forma independiente entre poblaciones y, posteriormente, se realiza una comparativa entre los correspondientes a lesionados medulares y controles ya que son muestras que representan a ambas poblaciones.

### 5.1.1 Especificaciones

Previamente a la realización de cualquier prueba sobre pacientes o sujetos de control, se realizaron pruebas de funcionamiento para comprobar el correcto funcionamiento y corroborar las especificaciones de diseño del dispositivo de adquisición de señales bioeléctricas construido.

La complejidad del montaje desarrollado exigía la realización de comprobaciones parciales de funcionamiento de cada una de las partes por separado. De forma que, una vez que se pusiera en marcha todo el conjunto, el funcionamiento global fuese óptimo. Así, se fueron probando las diferentes etapas del sistema de adquisición: amplificador de instrumentación, filtro paso-alto, filtros paso-bajo en cascada y, posteriormente, la tarjeta de adquisición.

Para la realización de las pruebas se hizo uso de diferente material técnico de laboratorio y, adicionalmente, se construyeron dispositivos para adaptar las señales de entrada. Es decir, se construyeron diferentes atenuadores, figura 5-1, para adaptar las señales de entrada al acondicionador, procedentes del generador de funciones, a la alta ganancia de éste. De esta manera, se construyeron dos atenuadores, figura 5-1, que permiten conseguir señales 10, 100 y 1000 veces menor que la de entrada. El primero de ellos, construido mediante potenciómetros, presenta una alta impedancia de salida, mientras que el segundo, basado en una etapa inversora simple con un amplificador operacional, presenta una impedancia de salida cercana a cero.

## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

En el primer caso, los potenciómetros, de unas decenas de kiloohmios, se ajustaron para conseguir, en cada uno, una señal 10 veces inferior a la de entrada y se conectaron en cascada a modo de divisor de tensión, figura 5-1. En el segundo caso, se utilizó una resistencia  $R$  de  $100\ \Omega$  que permite utilizar valores de  $1\text{k}\Omega$ ,  $10\text{k}\Omega$  y  $100\text{k}\Omega$  en la resistencia de entrada para los valores de ganancia elegidos, el amplificador operacional elegido es el TL081 de *Texas Instruments Inc.*, [256].

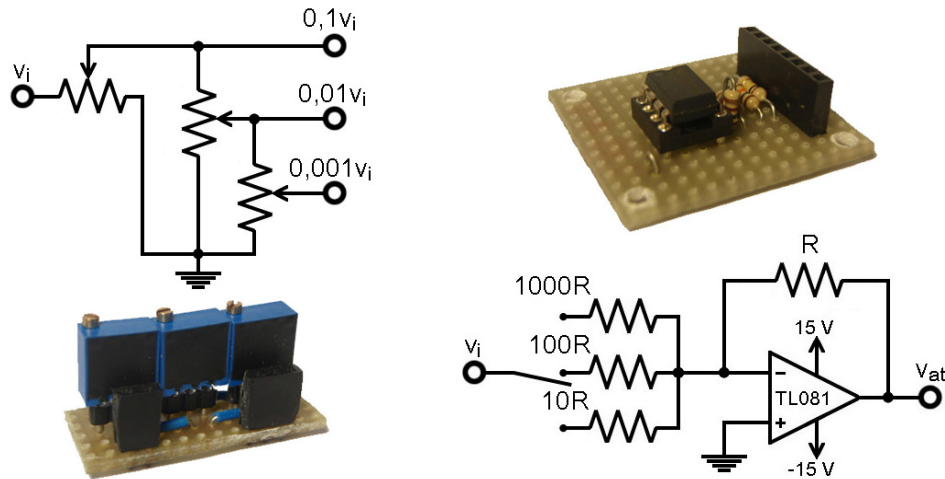


Figura 5-1: Esquemas y fotografías de los atenuadores construidos para realizar las pruebas de funcionamiento del módulo flexible de adquisición de señales bioeléctricas.

Con ayuda de estos montajes atenuadores se comprobó el funcionamiento de los cuatro canales incorporados en el equipo. Se realizaron pruebas de especificación para el circuito con el fin de obtener diferentes parámetros básicos de funcionamiento: respuesta en frecuencia, estabilidad del *offset* a la salida en función de la configuración, estabilidad térmica del circuito y medidas de ruido. Estos análisis se han desarrollado para los dos esquemas funcionales del filtro paso-alto y propuestos en el capítulo anterior: realimentación con atenuación de resistencias en T, figura 4-12, y realimentación con atenuador inversor básico, figura 4-15; además, algunas de ellas se han realizado utilizando el diseño con realimentación de etapa integradora simple, figura 4-7, también presentado en el capítulo anterior. Adicionalmente y para otorgar un valor añadido al análisis, se han realizado pruebas comparativas utilizando amplificadores operacionales específicos de diferentes fabricantes.

Para las pruebas comparativas se han utilizado seis circuitos integrados que incorporan cuatro amplificadores operacionales en su interior, siguiendo una distribución de terminales idéntica al original, permitiendo ser intercambiados fácilmente sobre el mismo zócalo del circuito en la electrónica presentada anteriormente:

- TL084, [256], de la compañía *Texas Instruments*. Circuito utilizado originalmente en el montaje de los filtros paso-alto y definido en sus especificaciones como un amplificador operacional de entrada JFET.
- MAX44252, [292], de la compañía *MAXIM*. Este circuito incorpora cuatro amplificadores operacionales de bajo ruido y ultra precisión.
- OPA4277, [293], de la compañía *Texas Instruments*, originalmente de *Burr-Brown*. Según el catálogo de especificación, se trata de circuitos operacionales de alta precisión.
- OPA4132, [294], de la compañía *Texas Instruments*, originalmente de la casa *Burr-Brown*. Se trata, nuevamente, de amplificadores operacionales de precisión, de alta velocidad y con entradas de tipo FET.

- AD8513, [295], de la compañía *Analog Devices*. El circuito integrado presenta cuatro amplificadores operacionales de precisión con entrada FET, bajo ruido, baja corriente de entrada y un alto ancho de banda.
- AD8643, [296], de la compañía *Analog Devices*. Nuevamente, el circuito integrado presenta cuatro amplificadores operacionales de precisión, con entrada FET y bajo consumo.

Se han elegido estos seis modelos porque presentan características claramente deseables en los circuitos y aplicaciones propuestas. Los principales parámetros de interés para el trabajo que ocupará, se resumen en la tabla 5-1 para cada uno de los circuitos elegidos.

Integrado	TL084	MAX44252	OPA4277	OPA4132	AD8513	AD8643
<b>Parámetro</b>						
<b>Tecnología de entrada</b>	FET	No FET	No FET	FET	FET	FET
<b>Alimentación (V)</b>	± 15	± 10	± 15	± 15	± 15	± 12,5
<b>Ruido (nV/√Hz @ 1 kHz)</b>	18	5,9	8	8	8	28,5
<b>V<sub>offset</sub> (μV)</b>	6000	6	± 50	500	400	750
<b>I<sub>bias</sub> (pA)</b>	400	1300	± 2800	50	80	1

Tabla 5-1: Principales características de interés para cada uno de los circuitos integrados, *opamp*, utilizados en la comparativa de prestaciones.

La tabla 5-1 refleja los valores máximos de cada uno de los parámetros que se han tomado principales para la elección de los dispositivos. En principio, se han buscado dispositivos con entrada de tipo FET, debido, fundamentalmente, a que presentan una menor corriente de polarización de entrada ( $I_{bias}$ ). En algunos casos, se ha optado por la elección de dispositivos de entrada no FET, que presentan muy bajo voltaje de *offset* a la entrada ( $V_{offset}$ ) y un voltaje de ruido equivalente a la entrada muy bajo. En lo que respecta a la alimentación, se ha utilizado el valor estándar definido en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, ±15V, pero en casos puntuales, en los que no se admitían esos niveles de voltaje, se han utilizado los máximos posibles para cada dispositivo.

En los sucesivos subapartados se analizará el funcionamiento de los diseños propuestos para el filtro paso-alto, incluyendo el sistema de adquisición y acondicionamiento completo, es decir, hasta la etapa de filtrado paso-bajo de la figura 4-2. El circuito de test completo se presenta en la figura 5-2, incluyendo el diseño paso-alto con atenuador inversor básico en la realimentación, figura 4-15, aunque, como ya se ha indicado, también se han realizado pruebas con el mostrado en la figura 4-12 que emplea una etapa atenuadora de resistencias en T, circuito de la figura 5-3. Por conveniencia para este apartado se reproducirá la tabla 4-5, que se tomará como referencia para las frecuencias de corte de ambos diseños, tabla 5-2, utilizando la nomenclatura de codificación para las configuraciones del sistema de adquisición según el formato (5.1). La codificación de (5.1) ha sido definida previamente en el capítulo anterior, y toma dos números entre 0 y 7 para la ganancia,  $G$ , y la frecuencia de corte paso-alto,  $F$ . La lista de ganancias disponibles se puede obtener siguiendo los datos mostrados en la tabla 4-4 donde se presenta la ganancia final del equipo, otorgada por el amplificador de instrumentación y el filtro paso-alto. Los valores discretos que pueden obtenerse varían entre 2350 y  $10^5$ .

$$G.F \quad (5.1)$$





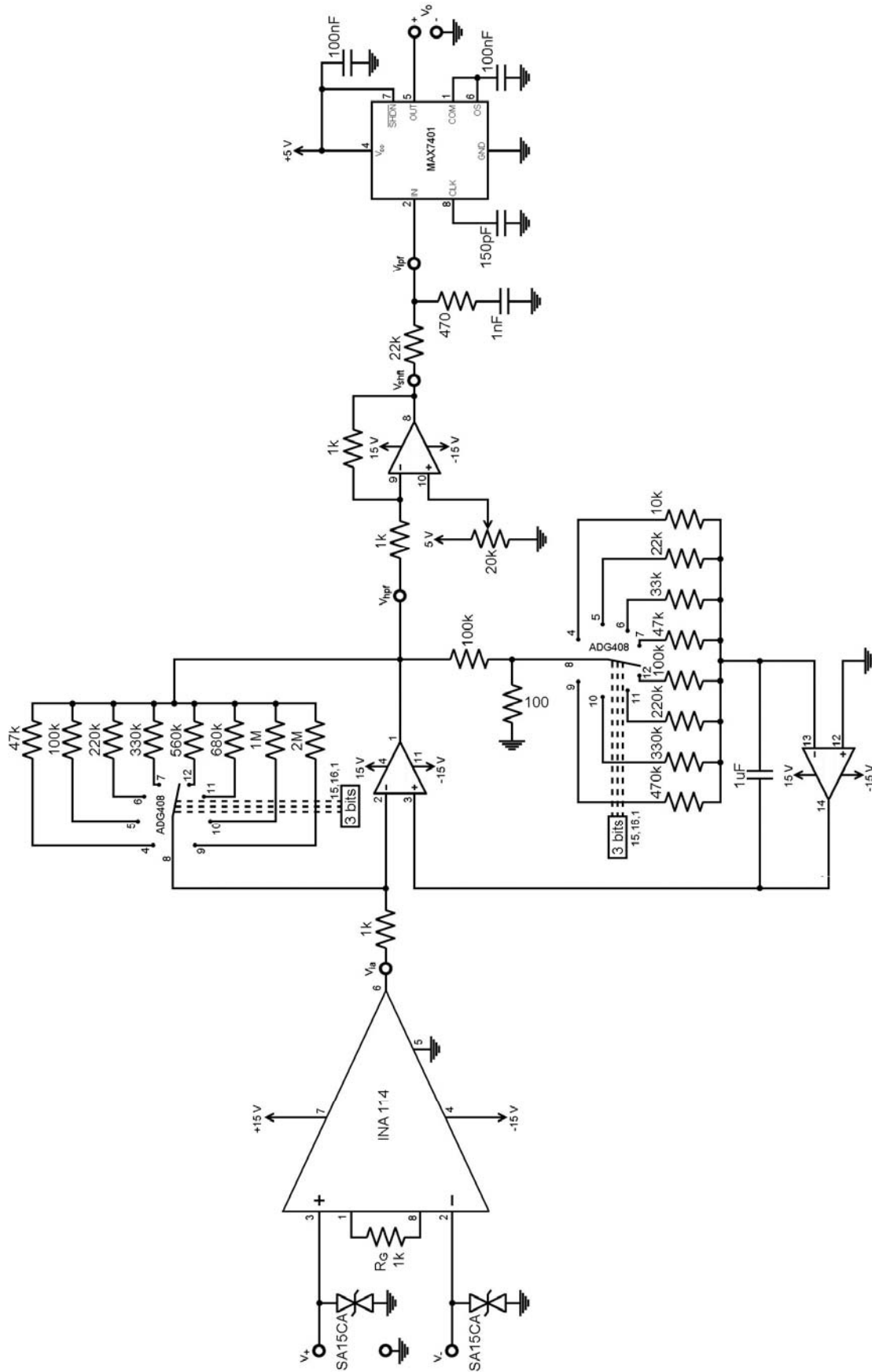


Figura 5-3: Circuito de pruebas para el diseño paso-alto presentado en la figura 4-12, con una red de resistencias en T en la realimentación.

Ganancia Frecuencia corte								
	0	1	2	3	4	5	6	7
7	0,016Hz	0,033Hz	0,074Hz	0,11 Hz	0,189Hz	0,23 Hz	0,338Hz	0,677Hz
6	0,022Hz	0,048Hz	0,106Hz	0,159Hz	0,27 Hz	0,327Hz	0,48 Hz	0,96 Hz
5	0,034Hz	0,072Hz	0,159Hz	0,238Hz	0,405Hz	0,49 Hz	0,72 Hz	1,44 Hz
4	0,074Hz	0,159Hz	0,35 Hz	0,52 Hz	0,89 Hz	1,08 Hz	1,59 Hz	3,18 Hz
3	0,159Hz	0,338Hz	0,74 Hz	1,117Hz	1,89 Hz	2,3 Hz	3,38 Hz	6,77 Hz
2	0,226Hz	0,48 Hz	1,06 Hz	1,59 Hz	2,7 Hz	3,27 Hz	4,82 Hz	9,64 Hz
1	0,34 Hz	0,72 Hz	1,59 Hz	2,38 Hz	4,05 Hz	4,919Hz	7,23 Hz	14,46Hz
0	0,748Hz	1,59 Hz	3,5 Hz	5,25 Hz	8,91 Hz	10,82Hz	15,91Hz	31,83Hz

Tabla 5-2: Frecuencias de corte utilizadas según los displays indicadores del equipo construido.

### 5.1.1.1 Respuesta en frecuencia

Para la obtención de la respuesta en frecuencia del circuito, se ha realizado un análisis experimental para cinco de las posibles configuraciones, el resultado se muestra en la figura 5-4. Asimismo, la tabla 5-3 desglosa las características principales de cada configuración representada en la figura 5-4 y definida en su leyenda. En este caso, únicamente, se presentan los resultados de las pruebas utilizando el circuito de la figura 5-2 empleando el *opamp* TL084, aunque el comportamiento con el resto de amplificadores operacionales es similar, tal y como cabría esperar teóricamente.

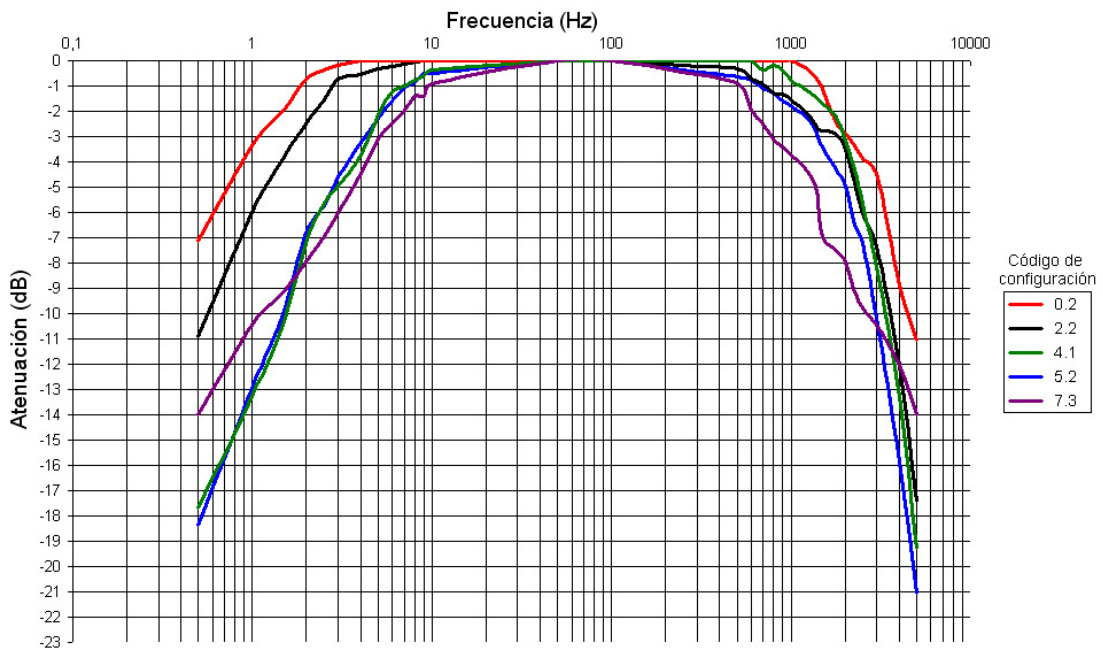


Figura 5-4: Respuesta en frecuencia de un canal de adquisición para cinco de las posibles configuraciones del equipo implementado.

Los parámetros teóricos presentados en la tabla 5-3, seleccionados de la tabla 4-5, pueden contrastarse con los valores prácticos obtenidos experimentalmente y mostrados en la gráfica de

la figura 5-4. Las respuestas en frecuencia presentan los valores de atenuación a partir de la ganancia nominal, comprobada experimentalmente y tomada como referencia (0 decibelios en la gráfica). Se puede comprobar que los valores de frecuencia de corte, tanto paso-alto como paso-bajo, cumplen las desviaciones esperadas sobre los valores teóricos. Bien es cierto, que para las curvas de mayor ganancia se observa un comportamiento más restrictivo en frecuencias altas, es decir, para la frecuencia paso-bajo, esto se debe a la limitación impuesta por los dispositivos utilizados y su característica producto ganancia-ancho de banda.

Codificación equipo	Ganancia total	Frecuencia de corte paso-alto	Frecuencia de corte paso-bajo
0.2	2350	0,226 Hz	2,5 kHz
2.2	11000	1,06 Hz	2,5 kHz
4.1	28000	4,05 Hz	2,5 kHz
5.2	34000	3,27 Hz	2,5 kHz
7.3	100000	6,77 Hz	2,5 kHz

Tabla 5-3: Características principales de las configuraciones del sistema mostradas en la gráfica de la respuesta en frecuencia, figura 5-4.

### 5.1.1.2 Estabilidad de *offset* a la salida

En primer lugar, se detallan los valores obtenidos en el diseño de filtro paso-alto original con realimentación simple de etapa integradora, figura 4-7, para diferentes configuraciones y utilizando los amplificadores operacionales TL084. Como ya se indicó el funcionamiento de este esquema, manteniendo un valor de  $R_3$  de  $1\text{ M}\Omega$  y conmutando el condensador  $C$  para cambiar la frecuencia de corte, difiere de lo esperado debido, fundamentalmente, a las corrientes de fuga por el condensador utilizado, de naturaleza electrolítica, para los valores necesarios. El circuito de pruebas utilizado, en este caso, es análogo a la figura 5-2 y la figura 5-3, utilizando, en la parte de filtro paso-alto, el esquema presentado en la figura 4-7.

Las pruebas se realizaron con un voltaje de entrada diferencial,  $v_- - v_+$ , de  $0,05\text{ Vdc}$  a la entrada del amplificador de instrumentación, INA114, obteniendo un valor de  $-2,52\text{ Vdc}$  a su salida,  $v_{ia}$ , figura 5-2 y la figura 5-3, lógico para la ganancia de 50 fijada en esta etapa. Se ha obtenido una tabla de valores del voltaje de continua en el punto  $v_{hpf}$ , tabla 5-4, que presenta la ganancia y los condensadores utilizados, de valores comerciales. En cada caso, se incluye el valor para la frecuencia de corte elegido de la tabla 4-1.

Los resultados incluidos en la tabla 5-4 reflejan una clara inestabilidad del valor de *offset*; los valores mostrados para el voltaje de salida de la etapa paso-alto,  $v_{hpf}$ , reflejan cambios considerables para diferentes valores de configuración. Esto equivale a decir que tanto cambios en la ganancia como en la frecuencia de corte del diseño paso-alto, se traducen en variaciones en el voltaje de continua a la salida de la etapa. El voltaje de salida es directamente dependiente del valor, en principio desconocido, de corriente de fuga del condensador y, esta es la causa de que presente variaciones en función del condensador para una misma ganancia. En lo que respecta a cambios en la ganancia, manteniendo una misma configuración de la frecuencia de corte, el resultado observado es un incremento del voltaje de continua a la salida, sin embargo, en un caso puntual, condensador de  $33\ \mu\text{F}$ , se aprecia una ligera disminución del valor de *offset*. Puede observarse también que en un total de nueve de las configuraciones los voltajes de *offset*

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

registrados permanecían fuera del rango de funcionamiento del circuito ( $\pm 15$  V), por lo que se ha reflejado que la salida estaba saturada.

C \ G	47		330		2000	
	HPF freq.	Offset	HPF freq.	Offset	HPF freq.	Offset
10 $\mu$ F	0,748 Hz	1,90 Vdc	5,25 Hz	1,63 Vdc	31,83 Hz	2,45 Vdc
22 $\mu$ F	0,34 Hz	4,10 Vdc	2,38 Hz	7,15 Vdc	14,46 Hz	Salida saturada
33 $\mu$ F	0,226 Hz	1 Vdc	1,59 Hz	0,8 Vdc	9,64 Hz	0,466 Vdc
47 $\mu$ F	0,159 Hz	13,13 Vdc	1,117 Hz	Salida saturada	6,77 Hz	Salida saturada
100 $\mu$ F	0,074 Hz	Salida saturada	0,52 Hz	Salida saturada	3,18 Hz	Salida saturada
220 $\mu$ F	0,034 Hz	Salida saturada	0,238 Hz	Salida saturada	1,44 Hz	Salida saturada
330 $\mu$ F	0,022 Hz	2,2 Vdc	0,159 Hz	6,73 Vdc	0,96 Hz	8,5 Vdc
470 $\mu$ F	0,016 Hz	4,02 Vdc	0,11 Hz	4,19 Vdc	0,677 Hz	10 Vdc

Tabla 5-4: Valores de *offset* en el punto  $v_{\text{hpf}}$  del circuito de prueba de la figura 5-2 utilizando el diseño paso-alto con etapa integradora simple en la realimentación, figura 4-7, y conmutando el condensador C y la resistencia  $R_2$ , para conseguir cambios en la frecuencia de corte y la ganancia, respectivamente.

Para los filtros paso-alto funcionales, atenuación en la realimentación con red en T y etapa inversora básica, la estabilidad de *offset* a la salida se comprobó mediante los circuitos de la figura 5-2 y la figura 5-3, respectivamente. En estos dos circuitos se utilizaron los seis dispositivos integrados explicados anteriormente, tabla 5-3, analizando 12 de las posibles configuraciones del equipo, tabla 5-2, siguiendo el formato (5.1). Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5-5, para el circuito de la figura 5-2, y en la tabla 5-6 para la figura 5-3.

Opamp \ Conf.	TL084	MAX44252	OPA4277	OPA4132	AD8513	AD8643
	0.0	3,48 V	-10 mV	-15 mV	165 mV	0 mV
0.1	3,48 V	-15 mV	-10 mV	165 mV	0 mV	500 mV
0.2	3,48 V	-15 mV	-2,5 mV	165 mV	0 mV	500 mV
0.3	3,48 V	-15 mV	10 mV	165 mV	-5 mV	500 mV
0.4	3,48 V	-25 mV	40 mV	165 mV	-5 mV	500 mV
0.5	3,48 V	-45 mV	115 mV	160 mV	-5 mV	500 mV
0.6	3,48 V	-65 mV	175 mV	160 mV	-5 mV	505 mV
0.7	3,48 V	-80 mV	270 mV	160 mV	-5 mV	505 mV
2.4	3,48 V	-25 mV	40 mV	165 mV	-5 mV	500 mV
3.7	3,48 V	-80 mV	270 mV	165 mV	-5 mV	505 mV
7.0	3,48 V	-10 mV	-15 mV	160 mV	-5 mV	500 mV
7.7	3,48 V	-80 mV	270 mV	160 mV	-5 mV	505 mV

Tabla 5-5: Valores de *offset* en el punto  $v_{\text{hpf}}$  utilizando el circuito de pruebas de la figura 5-2, los diferentes circuitos integrados descritos anteriormente (opamps), tabla 5-3, y las configuraciones (conf.) extraídas de la tabla 5-2 siguiendo el formato (5.1) que establece la ganancia (G) y la frecuencia de corte paso-alto (F), G.F.

Se han elegido configuraciones representativas para la realización de las pruebas, de esta forma, se ha optado por estudiar todas las configuraciones posibles con la menor de las ganancias, dos configuraciones intermedias y para la mayor ganancia posible, la de mayor y menor frecuencia de corte. Como puede observarse a la vista de los resultados, tanto para una configuración de filtro paso-alto como para la otra, figura 5-2 y figura 5-3, se observan valores constantes de *offset* en el nodo  $v_{\text{hpf}}$ , independientemente de la configuración, para todos aquellos dispositivos integrados que presentan una entrada FET.

En el caso de los dispositivos de entrada no FET, MAX44252 y OPA4277, se presenta una tendencia creciente en valor absoluto, conforme baja la frecuencia de corte, debida al incremento de la resistencia conmutada  $R_3$ , figura 4-15 y figura 4-12, y la corriente que pasa por ella. En el caso de estos dos dispositivos, MAX44252 y OPA4277, y dada la naturaleza de su entrada habría sido interesante colocar resistencias de compensación de la corriente de entrada externas, pero las hojas de especificación recomendaban no hacerlo debido a que influiría negativamente en las compensaciones internas del circuito que están diseñadas para solucionar este problema, [292] y [293]. En cualquier caso, se observa una clara dependencia del valor de *offset* con la resistencia utilizada para configurar la frecuencia de corte, la citada  $R_3$ , ya que para valores idénticos de ésta en ambos diseños, figura 5-2 y figura 5-3, se observa el mismo resultado, voltaje de continua, en el nodo  $v_{\text{hpf}}$  independientemente de la ganancia empleada, tabla 5-5 y tabla 5-6.

Opamp Conf.	TL084	MAX44252	OPA4277	OPA4132	AD8513	AD8643
0.0	530 mV	-10 mV	-20 mV	100 mV	-170 mV	-195 mV
0.1	530 mV	-12,5 mV	-25 mV	100 mV	-170 mV	-195 mV
0.2	530 mV	-15 mV	-35 mV	100 mV	-170 mV	-195 mV
0.3	530 mV	-20 mV	-42 mV	105 mV	-170 mV	-195 mV
0.4	530 mV	-40 mV	-70 mV	105 mV	-170 mV	-192.5 mV
0.5	530 mV	-80 mV	-140 mV	115 mV	-160 mV	-192.5 mV
0.6	535 mV	-130 mV	-190 mV	115 mV	-160 mV	-190 mV
0.7	535 mV	175 mV	-275 mV	120 mV	-160 mV	-190 mV
2.4	530 mV	-40 mV	-70 mV	105 mV	-170 mV	-192.5 mV
3.7	535 mV	-175 mV	-275 mV	120 mV	-160 mV	-190 mV
7.0	530 mV	-10 mV	-20 mV	100 mV	-170 mV	-195 mV
7.7	535 mV	-175 mV	-275 mV	120 mV	-160 mV	-190 mV

Tabla 5-6: Valores de *offset* en el punto  $v_{\text{hpf}}$  utilizando el circuito de pruebas de la figura 5-3, los diferentes circuitos integrados descritos anteriormente (opamps), tabla 5-3, y las configuraciones (conf.) extraídas de la tabla 5-2 siguiendo el formato (5.1) que establece la ganancia (G) y la frecuencia de corte paso-alto (F), G.F.

Centrando el estudio en los valores absolutos conseguidos para los dispositivos con entrada FET, descartando los circuitos integrados MAX44252 y OPA4277, los resultados revelan un menor voltaje de *offset* en el montaje que utiliza una red de resistencia en T en la realimentación. El valor de voltaje de continua a la salida,  $v_{\text{hpf}}$ , en estos casos, depende del valor  $V_{\text{offset}}$ , especificado en las hojas de características de cada amplificador operacional y recogido en la tabla 5-1. La diferencia entre los valores obtenidos para cada una de las configuraciones

reside en la configuración del filtro paso-alto; mientras que para el circuito de la figura 5-2 se utiliza una etapa sumadora en el operacional de ganancia, debido al cambio de polaridad de la etapa inversora en la realimentación, en el correspondiente a la red en T, figura 5-3, se utiliza una configuración restadora. Este pequeño cambio, produce distintos efectos a la salida ya que la realimentación de cada diseño ocasiona un valor diferente a la salida. Este hecho es especialmente notable para el circuito integrado utilizado de partida, TL084, ya que en el caso de utilizar una etapa inversora básica en la realimentación el valor de *offset* asciende hasta 3,48 voltios, frente a los 530 mV que presenta en el caso de la red en T. En cualquier caso, el resultado obtenido para la red de realimentación con etapa inversora es igualmente válido ya que presenta valores constantes para el voltaje de continua en el nodo  $v_{\text{hpf}}$ , que puede ser suprimido en la etapa desplazadora de nivel posterior, que posee un ajuste de *offset*. Los circuitos integrados que mejor comportamiento han presentado han sido el AD8513 y el OPA4132 con los que se ha conseguido un valor absoluto máximo de 170 mV, llegando en uno de los casos a conseguir un nivel de *offset* nulo.

### 5.1.1.3 Estabilidad térmica

Debido a su fácil modelado y a la dificultad de efectuar medidas reales, se ha decidido abordar teóricamente el estudio de la estabilidad térmica de los circuitos, analizando, fundamentalmente, la influencia de la corriente de entrada  $I_{\text{bias}}$  y su dependencia con la temperatura. De esta manera, con los datos incluidos en las hojas de especificación para cada uno de los circuitos integrados, resumidos en gráficas, se ha completado la tabla 5-7. La tabla 5-7 resume todos los datos de interés para incrementos de temperatura partiendo de una temperatura ambiente de 25 °C, [256], [292], [293], [294], [295] y [296]. Únicamente se han tenido en cuenta subidas de temperatura ya que el equipo va a funcionar siempre en condiciones ambientales estándar pero la electrónica puede aumentar algunos grados durante su funcionamiento y producir derivas térmicas. Con los valores de la tabla 5-7 se consiguen las derivas térmicas para la  $I_{\text{bias}}$ , entre diferentes temperaturas, mostradas en tabla 5-8.

Opamp Temp.	TL084	MAX44252	OPA4277	OPA4132	AD8513	AD8643
25°C	70 pA	-200 pA	1000 pA	30 pA	15 pA	0,1 pA
50°C	300 pA	0 pA	1000 pA	200 pA	25 pA	1 pA
75°C	1500 pA	250 pA	1000 pA	1000 pA	80 pA	6 pA
100°C	7000 pA	500 pA	1250 pA	4000 pA	400 pA	22 pA

Tabla 5-7: Valores para la corriente de entrada de polarización ( $I_{\text{bias}}$ ) de los diferentes circuitos integrados utilizados a diferentes temperaturas.

Las derivas térmicas producidas en la corriente de entrada  $I_{\text{bias}}$  se traducirán en un voltaje asociado a la salida del filtro paso-alto, nodo  $v_{\text{hpf}}$ , de la figura 5-2 y figura 5-3. En este caso, es necesario realizar un cálculo teórico aproximado para el que se utilizarán la nomenclatura de componentes presente en la figura 4-15 y la figura 4-12 según corresponda. De esta manera, (5.2) presenta la ecuación general para el cálculo del voltaje  $v_{\text{hpf}}$  en función de la corriente de polarización del amplificador operacional de realimentación para el circuito de la figura 4-15, particularizado para el circuito mostrado en figura 5-2 en (5.3). De forma similar, (5.4) es la

ecuación utilizada para el circuito de la figura 4-12 y, al depender el factor de multiplicación que afecta a  $R_3$  de ella misma, en (5.5) se presenta una cota superior para el valor  $v_{hpf}$ , puesto que se ha tomando el menor valor posible incluido para  $R_3$ .

Corriente	Opamp	TL084	MAX44252	OPA4277	OPA4132	AD8513	AD8643
	$I_{bias}(50^\circ\text{C}) - I_{bias}(25^\circ\text{C})$ (pA)		230	200	0	170	10
$I_{bias}(75^\circ\text{C}) - I_{bias}(25^\circ\text{C})$ (pA)		1430	450	0	970	65	5,9
$I_{bias}(100^\circ\text{C}) - I_{bias}(25^\circ\text{C})$ (pA)		6930	700	250	3970	385	21,9

Tabla 5-8: Derivas térmicas para  $I_{bias}$  entre diferentes temperaturas y la temperatura ambiente (25°C) tomada como referencia.

Las ecuaciones (5.2) y (5.4) se utilizarán tomando los valores recogidos en la tabla 5-8 para el cálculo de las derivas térmicas de *offset* de los circuitos propuestos, figura 4-15 y figura 4-12. Estos resultados se muestran en milivoltios, para los seis circuitos integrados estudiados, en la tabla 5-9 y en la tabla 5-10, tomando los valores recogidos, para las tres diferencias térmicas, en la tabla 5-8 y para cada una de las resistencias de configuración para la frecuencia de corte.

$$v_{hpf} = -\frac{R_5}{R_6} R_3 I_{bias} \quad (5.2)$$

$$v_{hpf} = -1000 R_3 I_{bias} \quad (5.3)$$

$$v_{hpf} = \left( \frac{R_4}{R_5} + \frac{R_4}{R_3} + 1 \right) R_3 I_{bias} \quad (5.4)$$

$$v_{hpf} \leq 1011 R_3 I_{bias} \quad (5.5)$$

La primera de ellas, tabla 5-9, presenta los cálculos para el circuito de la figura 4-15 que incorpora una etapa inversora básica en la realimentación, siguiendo el montaje de pruebas de la figura 5-2, calculado según (5.2) y tomando los datos de la tabla 5-8. Por otro lado, análogamente, la tabla 5-10, muestra los resultados obtenidos con los datos de la tabla 5-8 aplicando la ecuación (5.4), para el circuito de la figura 5-3, que incorpora el filtro paso-alto con una red de resistencias en T en la realimentación, presentado en la figura 4-12, en el nodo  $v_{hpf}$ . Los resultados presentados en la tabla 5-9 y la tabla 5-10 son idénticos en la práctica, ya que para los valores tomados, las diferencias entre las ecuaciones (5.2) y (5.4), no producen grandes discrepancias en los factores de multiplicación.

Los resultados, presentados en milivoltios, para todos los circuitos integrados utilizados así como para las resistencias de configuración de la frecuencia de corte, reflejan un incremento sobre los valores medidos anteriormente del posible valor de continua a la salida del filtro paso-alto, nodo  $v_{hpf}$ , de la figura 5-2 y la figura 5-3. Como puede apreciarse, el circuito integrado que mayor estabilidad frente a la temperatura presenta es el integrado AD8643, [296], que, en derivas de 75 °C de temperatura (entre 100°C y 25°C), sólo presenta una deriva en voltaje de *offset* a la salida de  $\pm 10,3$  mV, según la configuración elegida. En el caso contrario, los peores resultados se consiguen con circuitos con una alta deriva térmica para cambios en la entrada, el



CAPÍTULO 5: RESULTADOS

circuito TL084, [256], presenta unas derivas térmicas de hasta  $\pm 3260$  mV para cambios de  $75^\circ\text{C}$  a partir de la temperatura ambiente y el integrado OPA4132, [294], de  $\pm 1868$  mV. Se observa en los resultados de la tabla 5-9 y la tabla 5-10 que la deriva térmica de los dispositivos con entrada no FET es sensiblemente mejor, presentándose, en el caso del integrado OPA4277, [293], una respuesta sin cambios hasta que el incremento de temperatura es considerable.

		Resistencia $R_3$ (k $\Omega$ )							
		10	22	33	47	100	220	330	470
TL084	<b>Voltaje</b>								
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-2,3	-5,1	-7,6	-10,8	-23,0	-50,6	-75,9	-108,1
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-14,3	-31,5	-47,2	-67,2	-143,0	-314,6	-471,9	-672,1
MAX44252	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-69,3	-152,5	-228,7	-325,7	-693,0	-1524,6	-2286,9	-3257,1
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-2,0	-4,4	-6,6	-9,4	-20,0	-44,0	-66,0	-94,0
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-4,5	-9,9	-14,9	-21,2	-45,0	-99,0	-148,5	-211,5
OPA4277	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-7,0	-15,4	-23,1	-32,9	-70,0	-154,0	-231,0	-329,0
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
OPA4132	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-2,5	-5,5	-8,3	-11,8	-25,0	-55,0	-82,5	-117,5
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-1,7	-3,7	-5,6	-8,0	-17,0	-37,4	-56,1	-79,9
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-9,7	-21,3	-32,0	-45,6	-97,0	-213,4	-320,1	-455,9
AD8513	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-39,7	-87,3	-131,0	-186,6	-397,0	-873,4	-1310,1	-1865,9
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-0,1	-0,2	-0,3	-0,5	-1,0	-2,2	-3,3	-4,7
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-0,7	-1,4	-2,1	-3,1	-6,5	-14,3	-21,5	-30,6
AD8643	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-3,9	-8,5	-12,7	-18,1	-38,5	-84,7	-127,1	-181,0
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,1	-0,2	-0,3	-0,4
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-0,1	-0,1	-0,2	-0,3	-0,6	-1,3	-1,9	-2,8
	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	-0,2	-0,5	-0,7	-1,0	-2,2	-4,8	-7,2	-10,3

Tabla 5-9: Derivas térmicas para el voltaje de salida del filtro paso-alto,  $v_{\text{hpf}}$ , en la figura 5-2, entre diferentes temperaturas y la temperatura ambiente ( $25^\circ\text{C}$ ) tomada como referencia.

En conclusión, se obtiene la mejor respuesta frente a la temperatura con el circuito integrado AD8643, seguido por el OPA4277 aunque la diferencia entre ambos es más que notable, llegando a superar un orden de magnitud. En cualquier caso, los efectos causados por las derivas térmicas del circuito no van a ser críticas, ya que el objetivo principal del equipo y el uso al que se destina, conseguirán que su ámbito de aplicación sean siempre entornos con una temperatura cercana a la de referencia de  $25^\circ\text{C}$ . Por lo tanto, las derivas térmicas, utilizando cualquiera de los circuitos, estarán acotadas dentro de un pequeño margen de voltajes. Este hecho queda confirmado a la vista del funcionamiento práctico de los circuitos implementados.

		Resistencia $R_3$ (k $\Omega$ )							
		10	22	33	47	100	220	330	470
TL084	Voltaje								
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	2,3	5,1	7,6	10,8	23,0	50,7	76,0	108,2
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	14,5	31,6	47,4	67,4	143,3	315,1	472,5	672,9
MAX44252	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	70,1	153,3	229,6	326,7	694,4	1526,8	2289,9	3261,1
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	2,0	4,4	6,6	9,4	20,0	44,1	66,1	94,1
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	4,5	10,0	14,9	21,2	45,1	99,1	148,7	211,8
OPA4277	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	7,1	15,5	23,2	33,0	70,1	154,2	231,3	329,4
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
OPA4132	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	2,5	5,5	8,3	11,8	25,1	55,1	82,6	117,6
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	1,7	3,8	5,6	8,0	17,0	37,5	56,2	80,0
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	9,8	21,5	32,1	45,7	97,2	213,7	320,5	456,5
AD8513	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	40,1	87,8	131,5	187,2	397,8	874,7	1311,8	1868,2
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,1	0,2	0,3	0,5	1,0	2,2	3,3	4,7
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,7	1,4	2,2	3,1	6,5	14,3	21,5	30,6
AD8643	$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	3,9	8,5	12,8	18,2	38,6	84,8	127,2	181,2
	$v_{\text{hpf}}(50^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,3	0,4
	$v_{\text{hpf}}(75^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,1	0,1	0,2	0,3	0,6	1,3	1,9	2,8
$v_{\text{hpf}}(100^\circ\text{C}) - v_{\text{hpf}}(25^\circ\text{C})$ (mV)	0,2	0,5	0,7	1,0	2,2	4,8	7,2	10,3	

Tabla 5-10: Derivas térmicas para el voltaje de salida del filtro paso-alto,  $v_{\text{hpf}}$ , en la figura 5-3, entre diferentes temperaturas y la temperatura ambiente (25°C) tomada como referencia.

#### 5.1.1.4 Medidas de ruido

En lo que respecta al ruido, se ha realizado tanto un análisis teórico aproximado como un análisis práctico experimental de todo el circuito, para seis de las configuraciones posibles de ganancia (G) y frecuencia de corte (F). De esta manera, se ha obtenido el ruido a la salida del circuito completo, figura 5-2 y figura 5-3. En lo que respecta a los cálculos teóricos, se ha utilizado un esquema idealizado de las diferentes etapas del sistema, figura 5-5. La figura 5-5 muestra dos diagramas de bloques: las tres etapas utilizadas para el cálculo del ruido correspondiente al amplificador de instrumentación y la rama correspondiente al cálculo del ruido del filtro paso-alto (HPF). Por simplicidad, para cada uno de los bloques presentados en la figura 5-5 se han supuesto ideales (no ruidosas) las etapas siguientes a la de interés en cada caso, empleándose únicamente en el cálculo la ganancia de éstas, si procede. Asimismo, el ruido correspondiente al HPF se ha resumido al cálculo del de una etapa inversora básica con ganancia configurable. Esto es válido ya que la etapa de realimentación presenta niveles mucho

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

más bajos en comparación con el resto del circuito y, además, estos niveles de ruido afectarán en su mayoría en la banda de transición paso-alto, por lo que quedarán atenuados en la salida.

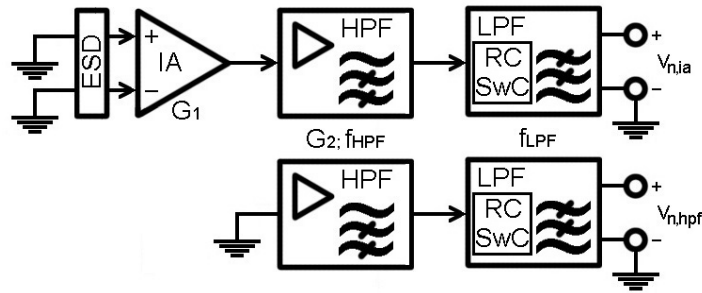


Figura 5-5: Esquema del sistema de adquisición completo para el análisis teórico de ruido. Arriba: Esquema para el cálculo de ruido del amplificador de instrumentación. Abajo: Esquema para el cálculo de ruido del filtro paso-alto.

Los dispositivos utilizados tienen una respuesta en frecuencia del ruido particular, para frecuencias bajas el ruido que prevalece es el denominado *flicker* o  $1/f$ , mientras que a partir de una frecuencia, denominada de codo,  $f_c$ , la respuesta hace un cambio y empieza a prevalecer el ruido blanco. Por lo tanto, es necesario hacer una composición de estos dos ruidos para calcular el valor del ruido a la salida de la etapa y multiplicarlo por la ganancia. Los valores para cada uno de los dispositivos de interés se incluyen en la tabla 5-11, extraídos de las diferentes hojas de características, [252], [256], [292], [293], [294], [295] y [296]. Por otro lado, la tabla 5-12 presenta las características de frecuencia de las diferentes configuraciones para las que se han realizado tanto los cálculos como las pruebas.

Parámetro Integrado	Densidad espectral de voltaje de ruido blanco, $v_{nw}$ (nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ )	Frecuencia de codo $1/f$ , $f_c$ (Hz)
INA114	10	10
TL084	18	300
MAX44252	5,9	30
OPA4277	8	20
OPA4132	8	100
AD8513	8	100
AD8643	28,5	100

Tabla 5-11: Valores que presenta cada uno de los dispositivos para la densidad espectral de voltaje de ruido blanco y la frecuencia de codo  $1/f$ .

Con los datos presentes en la tabla 5-11 y la tabla 5-12, es fácil hacer el cálculo del voltaje total de ruido a la salida como combinación de las dos componentes,  $v_{n,ia}$  y  $v_{n,hpf}$ , figura 5-5. Para el cálculo del ruido presente a la salida y causado por un cuadripolo ruidoso será necesario aplicar la ecuación (5.6), siendo (5.7) y (5.8) las densidades espectrales de ruido,  $e_n$ , para la zona de prevalencia de ruido *flicker* y ruido blanco, respectivamente. Resolviendo adecuadamente las integrales de (5.9) se obtiene la fórmula de aplicación directa (5.10) para el cálculo del voltaje eficaz, rms, de ruido a la salida de la etapa de interés, [297].

$$v_{n,rms} = \sqrt{\int_{f_{HPF}}^{f_{LPF}} e_n^2(f) df} \tag{5.6}$$

$$e_n(f)\Big|_{\frac{1}{f}} = v_{nw} \sqrt{f_c} \sqrt{\frac{1}{f}} \quad (5.7)$$

$$e_n(f)\Big|_{wn} = v_{nw} \quad (5.8)$$

$$v_{n,rms} = \sqrt{\int_{f_{HPF}}^{f_c} v_{nw}^2 f_c \frac{1}{f} df + \int_{f_c}^{f_{LPF}} v_{nw}^2 df} \quad (5.9)$$

Para obtener el valor de interés en voltaje pico-pico, partiendo del valor rms calculado siguiendo (5.10), es necesario multiplicar por un factor de corrección, en este caso, se utilizará un factor de multiplicación de 6,6. Este valor es el factor de conversión más utilizado y permite conseguir un valor nominal pico-pico que acotará la señal durante un 99,90% del tiempo, es decir, que la señal de ruido sobrepasará el valor pico-pico calculado en un 0,10% del tiempo, [297]. De esta manera, se aplicará (5.11) para el cálculo del valor pico-pico de ruido.

$$v_{n,rms} = v_{nw} \sqrt{f_c \ln\left(\frac{f_c}{f_{HPF}}\right) + (f_{LPF} - f_c)} \quad (5.10)$$

$$v_{n,pp} = 6,6v_{n,rms} \quad (5.11)$$

Con estos datos y los mostrados en la tabla 5-11 y tabla 5-12 se han calculado los valores de ruido de forma independiente para la etapa del amplificador de instrumentación y para el filtro paso-alto a la salida de todo el sistema de adquisición, tras la batería de filtros paso-bajo, figura 5-5. Por tanto, será necesario aplicar las ganancias  $G_1$  y  $G_2$  para el ruido del amplificador de instrumentación,  $v_{n,ia}$ , y, únicamente, la ganancia  $G_2$  para el ruido correspondiente al filtro paso-alto,  $v_{n,hpf}$ , debido a las posiciones en la cascada de etapas. Estos resultados se muestran en la tabla 5-13 y la tabla 5-14 para cada uno de los circuitos integrados en función de la configuración utilizada, utilizando los valores apropiados para la ganancia  $G_2$  y la frecuencia de corte paso-alto  $f_{HPF}$ , de la tabla 5-12. En la tabla 5-13 se presentan los valores de voltaje de ruido a la salida,  $v_{n,ia}$ , figura 5-5, para el amplificador de instrumentación, calculado según (5.10), convertido según (5.11) y aplicando la ganancia correspondiente, en función de la configuración, (5.12).

Parámetro Conf.	Ganancia		Frecuencia de corte paso-alto, $f_{HPF}$ (Hz)	Frecuencia de corte paso-bajo, $f_{LPF}$ (Hz)
	$G_1$	$G_2$		
0.0	50	47	0,75	2500
0.7	50	47	0,016	2500
2.4	50	220	0,35	2500
3.7	50	330	0,112	2500
7.0	50	2000	31,83	2500
7.7	50	2000	0,677	2500

Tabla 5-12: Parámetros de interés para cada una de las configuraciones en las que se ha realizado un análisis de ruido, se han utilizado las etiquetas de la figura 5-5.

IA \ Conf.	Conf.					
	0.0	0.7	2.4	3.7	7.0	7.7
INA114	7,78 mV	7,84 mV	36,47 mV	54,83mV	328,57 mV	331,12 mV

Tabla 5-13: Valores de voltaje pico-pico de ruido a la salida global de la figura 5-5 correspondientes a la etapa de amplificador de instrumentación,  $v_{n,ia}$ , en función de la configuración elegida y utilizando el integrado INA114.

Por otro lado, y de manera análoga, la tabla 5-14 recoge los valores de voltaje de ruido de la etapa filtro paso-alto en la salida global,  $v_{n,hpf}$ , figura 5-5, para cada uno de los seis integrados de amplificador operacional estudiados, calculado según (5.10), convertido a unidades pico-pico según (5.11) y aplicando la ganancia correspondiente, en función de la configuración, (5.13).

Opamp \ Conf.	Conf.					
	0.0	0.7	2.4	3.7	7.0	7.7
TL084	0,35 mV	0,40 mV	1,70 mV	2,65 mV	12,74 mV	15, 08 mV
MAX44252	0,09 mV	0,10 mV	0,44 mV	0,66 mV	3,87 mV	3,96 mV
OPA4277	0,13 mV	0,13 mV	0,59 mV	0,89 mV	5,25 mV	5,33 mV
OPA4132	0,13 mV	0,14 mV	0,63 mV	0,97 mV	5,30 mV	5,69 mV
AD8513	0,13 mV	0,14 mV	0,63 mV	0,97 mV	5,30 mV	5,69 mV
AD8643	0,48 mV	0,51 mV	2,25 mV	3,44 mV	18,86 mV	20,26mV

Tabla 5-14: Valores de voltaje pico-pico de ruido a la salida global de la figura 5-5 correspondientes al filtro paso-alto,  $v_{n,hpf}$ , en función de la configuración elegida y para cada uno de los integrados *opamp* utilizados.

Una vez que se han calculado estos dos valores, para calcular el ruido total a la salida es necesario hacer una suma cuadrática de los voltajes de ruido obtenidos a la salida,  $v_{n,ia}$  y  $v_{n,hpf}$ , (5.14). Este cálculo debe hacerse antes de transformar los voltajes eficaces a voltajes pico-pico, pero al tratarse de una transformación lineal, el orden de las operaciones no afecta a los cálculos.

$$v_{n,ia} = G_1 G_2 v_{n,pp} \quad (5.12)$$

$$v_{n,hpf} = G_2 v_{n,pp} \quad (5.13)$$

$$v_{n,total} = \sqrt{v_{n,ia}^2 + v_{n,hpf}^2} \quad (5.14)$$

En la tabla 5-15 se incluyen los resultados de ruido total combinando el ruido calculado para la etapa de amplificador de instrumentación,  $v_{n,ia}$ , tabla 5-13 y para la etapa filtro paso-alto,  $v_{n,hpf}$ , tabla 5-14. Nuevamente, se presentan los datos en función de la configuración elegida y para cada uno de los amplificadores operacionales utilizados, aplicando (5.14).

A la vista de los cálculos realizados y mostrados en la tabla 5-13, tabla 5-14 y tabla 5-15 se puede concluir que la mayor parte del voltaje de ruido obtenido a la salida del sistema de adquisición, compuesto por las etapas de amplificación de instrumentación, filtro paso-alto y filtros paso-bajo, se debe a la etapa del amplificador de instrumentación. Este hecho se debe a que el ruido correspondiente a la primera de las etapas, el amplificador de instrumentación, se multiplica por una ganancia de 50 de forma previa al filtro paso-alto y este factor no actúa sobre el ruido de esta segunda etapa. Cabe destacar de nuevo, que, en los cálculos no se ha tenido en

cuenta la aportación de ruido de la realimentación del filtro paso-alto, como se ha justificado anteriormente.

Opamp	Conf.					
	0.0	0.7	2.4	3.7	7.0	7.7
TL084	7,79 mV	7,85 mV	36,51 mV	54,89 mV	328,82 mV	331,46 mV
MAX44252	7,78 mV	7,84 mV	36,47 mV	54,83 mV	328,60 mV	331,14 mV
OPA4277	7,78 mV	7,84 mV	36,48 mV	54,84 mV	328,61 mV	331,16 mV
OPA4132	7,78 mV	7,84 mV	36,48 mV	54,84 mV	328,62 mV	331,16 mV
AD8513	7,78 mV	7,84 mV	36,48 mV	54,84 mV	328,62 mV	331,16 mV
AD8643	7,79 mV	7,86 mV	36,54 mV	54,94 mV	329,11 mV	331,73 mV

Tabla 5-15: Valores de voltaje pico-pico de ruido a la salida global,  $v_{n,total}$ , en función de la configuración elegida y para cada uno de los circuitos integrados de amplificador operacional utilizados.

Tras la realización del estudio teórico del ruido y todos los cálculos mostrados, se realizó un estudio experimental en el laboratorio utilizando los dos circuitos de prueba presentados, figura 5-2 y figura 5-3, con cada uno de los amplificadores operacionales integrados estudiados. Este estudio se ha realizado para las seis configuraciones elegidas, y consideradas representativas, y tal y como ya se ha indicado, para las dos configuraciones de filtro paso-alto diseñadas y operativas. Para conseguir estas medidas se han conectado las entradas de los circuitos de prueba,  $v_+$  y  $v_-$ , a tierra, y la salida  $v_o$  a uno de los canales de un osciloscopio. Con estas conexiones se consiguen gráficas de osciloscopio, figura 5-6, para cada una de las pruebas. Se presentan las gráficas con un *read-out* de 20 mV por división para el eje vertical y 2 segundos por división para el eje horizontal. En las pruebas de ruido se suelen utilizar medidas de 1 segundo por división para el eje horizontal, [297], pero en este caso se ha elegido utilizar un valor mayor para cada división de forma que queden recogidas señales de ruido de una frecuencia menor. De esta manera, cada gráfica contiene un total de 20 segundos permitiendo observar frecuencias de hasta 0,05 Hz, que se encuentran en la banda de paso del sistema completo para la mitad de las configuraciones estudiadas en este apartado. En el eje vertical las representaciones gráficas de captura de osciloscopio presentan un margen de 160 mV pico-pico.

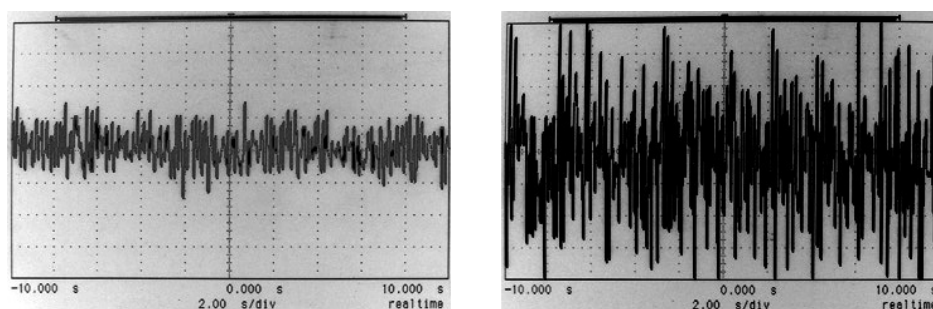


Figura 5-6: Capturas de osciloscopio para el voltaje de ruido a la salida en el circuito presentado en la figura 5-2, con el filtro paso-alto con una etapa inversora en la realimentación, para las configuraciones 0.7 (izquierda) y 7.0 (derecha), utilizando el circuito integrado TL084, [256]. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Como puede comprobarse a la vista de las gráficas de la figura 5-6 el ruido se incrementa notablemente a la hora de configurar el dispositivo con una ganancia mayor, cambio de 2350 (47 en el filtro paso-alto) en la configuración 0.7 a  $10^5$  (2000 en el filtro paso-alto) en la configuración 7.0. Adicionalmente, puede comprobarse que los valores recogidos en la tabla 5-

## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

15 son válidos para ambas configuraciones. Si bien, en el caso de la parte izquierda de la figura 5-6, configuración 0.7, el valor de la tabla 5-15, 7,85 mV, responde a la magnitud calculada en el modelo simplificado. En el caso de la parte derecha de la misma figura 5-6, configuración 7.0, el valor recogido en la tabla 5-15, 328,82 mV, está sobredimensionado y la señal en ningún caso sobrepasa el valor de cota, aunque se aproxima a valores de magnitud similar. Se refleja por tanto una correlación entre los datos teóricos y las pruebas prácticas realizadas. Por otro lado, tras observar la figura 5-6 puede verse que los valores de ruido registrados responden, en su gran mayoría a frecuencias elevadas, concluyéndose que el ruido *flicker* a frecuencias cercanas a la frecuencia de corte paso alto no enmascara las componentes de baja frecuencia de la señal de interés. Merece la pena recordar que los valores de la señal de interés a la salida del circuito implementado serán del orden de voltios, entre 1V y 5V, tras la aplicación de la ganancia global del equipo.

A continuación se presentarán las capturas de osciloscopio para todas las configuraciones estudiadas en este apartado de ruido, 0.0, 0.7, 2.4, 3.7, 7.0 y 7.7, para los dos diseños paso-alto operativos, es decir, para los circuitos de la figura 5-2 y figura 5-3, y para todos los circuitos integrados de amplificador operacional estudiados, tabla 5-1. De esta manera, la figura 5-7 presenta las gráficas para el TL084, la figura 5-8 para el MAX44252, la figura 5-9 para el OPA4277, la figura 5-10 para el OPA4132, la figura 5-11 para el AD8513 y, finalmente, la figura 5-12 para el AD8643.

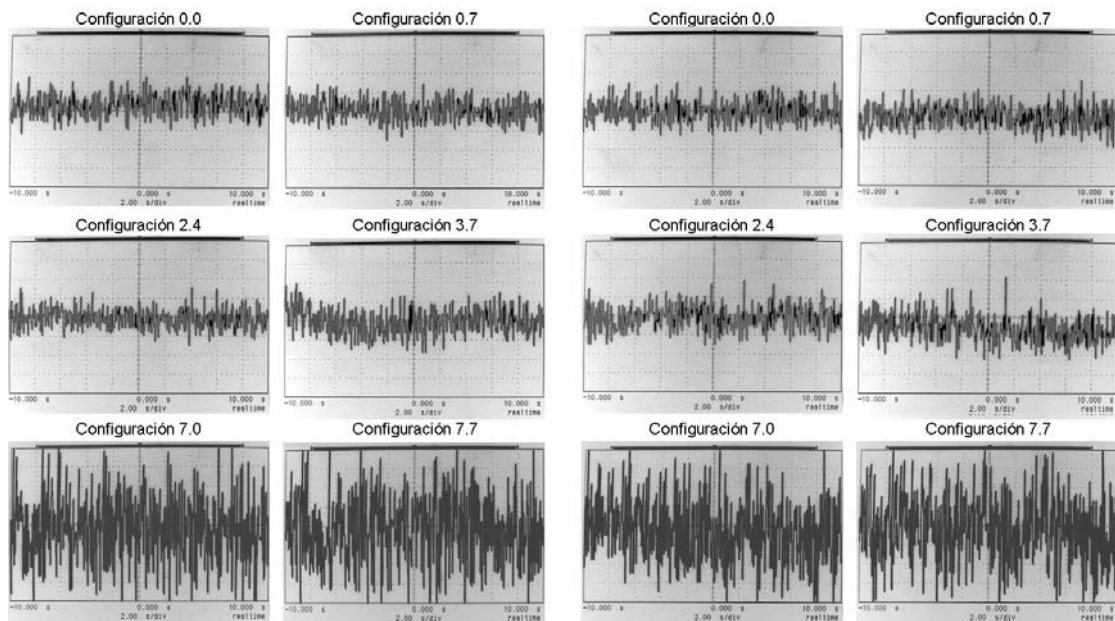


Figura 5-7: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional TL084, [256], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Como se observa, la figura 5-7, la figura 5-8, la figura 5-9, la figura 5-10, la figura 5-11 y, finalmente, la figura 5-12, recogen doce gráficas cada una, indicándose la configuración seleccionada en cada una de ellas, correspondiéndose las seis gráficas de la izquierda con el voltaje a la salida,  $v_o$ , de la figura 5-2 y las seis de la derecha con el voltaje a la salida,  $v_o$ , de la figura 5-3. Se han utilizado seis figuras diferentes para mostrar los resultados conseguidos para cada uno de los amplificadores operacionales utilizados, tabla 5-1. Como puede observarse, los resultados de todos ellos son similares entre sí y, además, ambos diseños de filtro paso-alto, con cambios en la realimentación, etapa inversora básica en la parte izquierda de las figuras y red en T en la parte derecha, presentan valores de ruido muy similares.

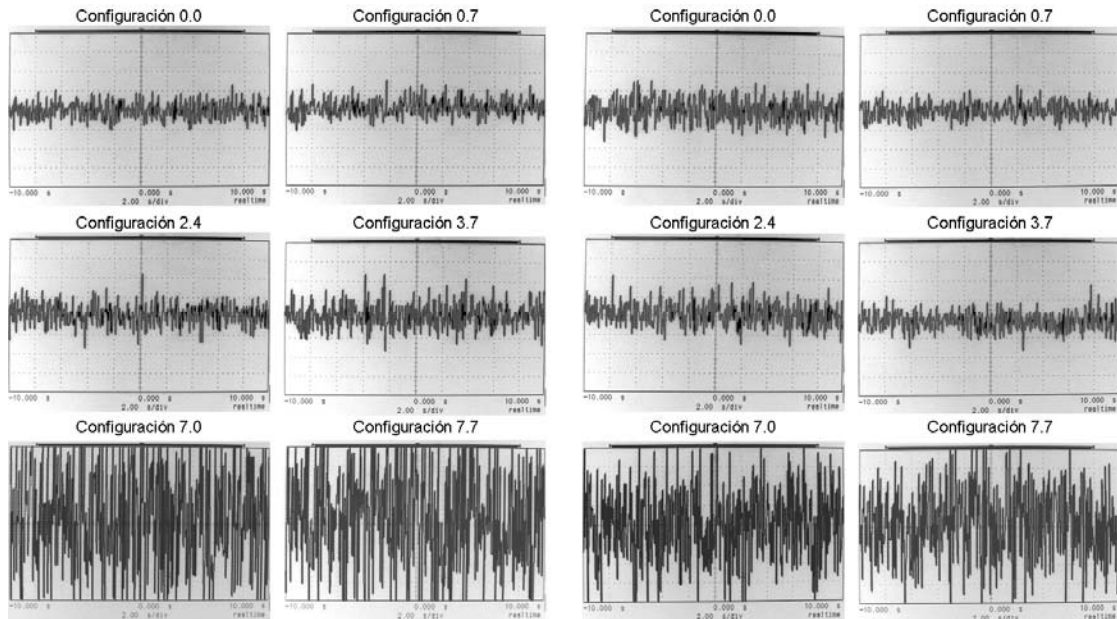


Figura 5-8: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional MAX44252, [292], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

En algunos casos, se observan variaciones menores entre las gráficas para un diseño y para otro, pero estas variaciones son debidas a cambios en las condiciones de realización de las medidas, ya que se están utilizando ganancias muy elevadas y en el entorno del laboratorio pueden aparecer diferentes ruidos e interferencias que, en algunos casos, pueden acoplarse en la sonda de medidas o en el canal del osciloscopio, consiguiendo modificar ligeramente la señal, de manera que se observen variaciones en las gráficas.

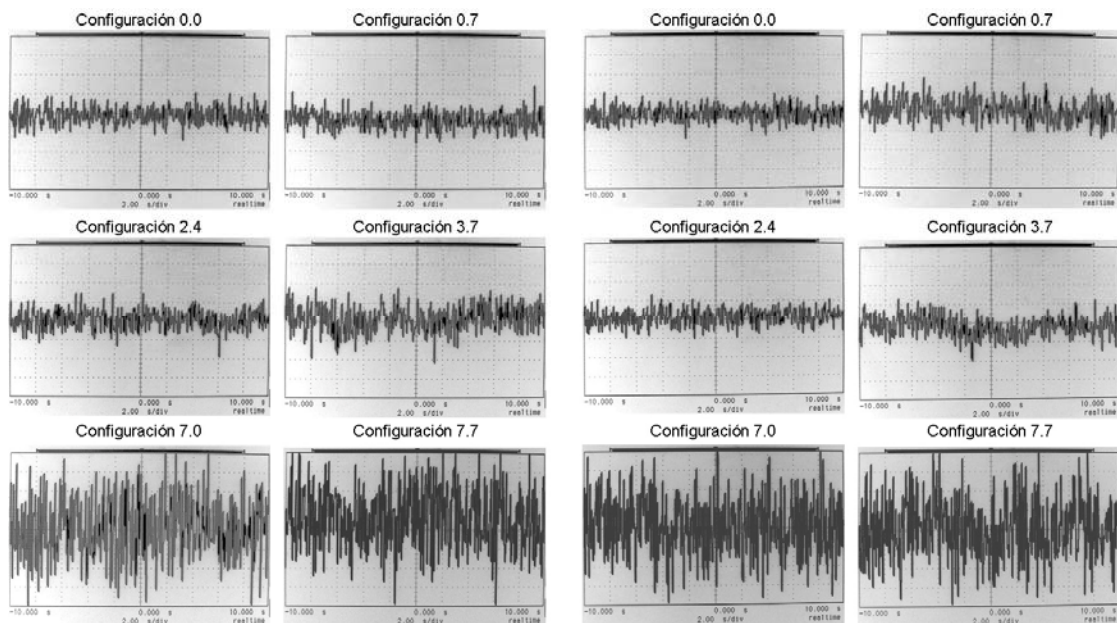


Figura 5-9: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional OPA4277, [293], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Asimismo, estas variaciones de las condiciones de medida, también pueden darse entre diferentes dispositivos de los utilizados, pero las variaciones observadas, en ese supuesto, serían mínimas.



## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

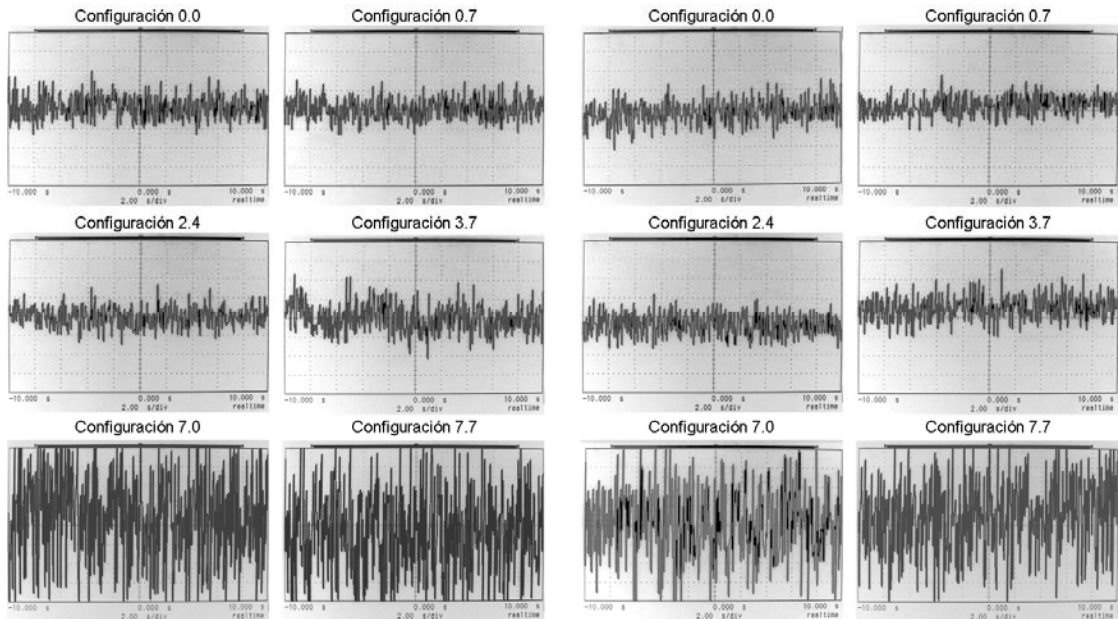


Figura 5-10: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional OPA4132, [294], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Si se comparan los valores presentados en las gráficas para cada uno de los circuitos integrados, con los resultados de los cálculos teóricos, presentados en la tabla 5-15, se puede concluir que, al igual que en el caso de las gráficas presentadas en la figura 5-6, los resultados teóricos y los prácticos son coherentes. En cualquiera de los casos, los resultados teóricos presentan unos valores pico-pico para el voltaje de ruido que se reflejan en las gráficas presentadas para todos los circuitos integrados utilizados.

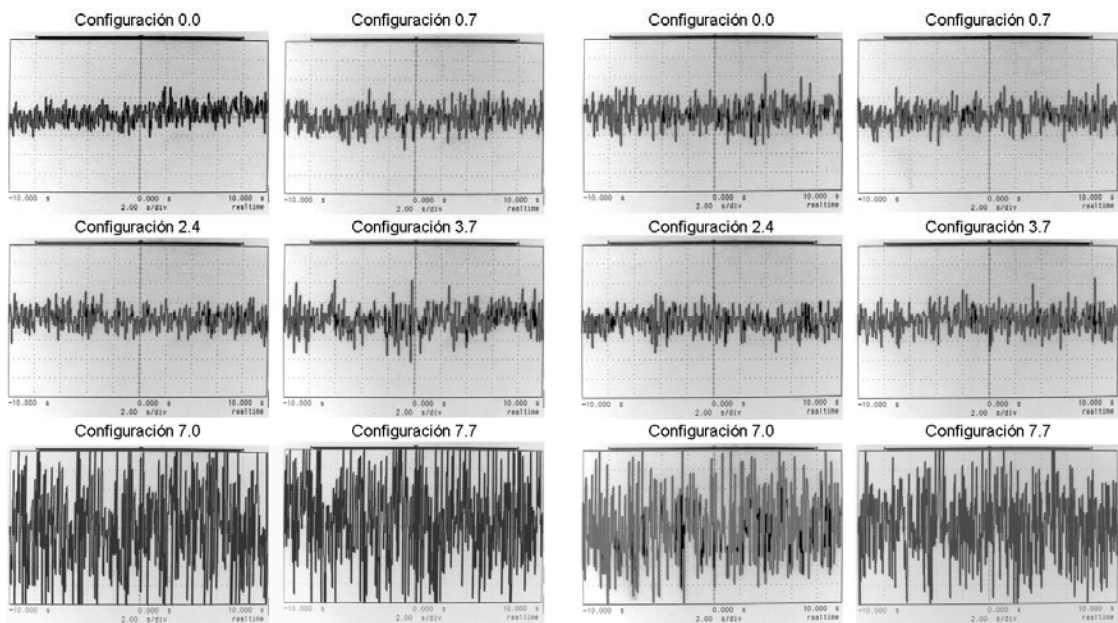


Figura 5-11: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional AD8513, [295], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Nuevamente, se observa que el ruido observado en la salida,  $v_o$ , es, mayoritariamente, de alta frecuencia, es decir, no se observan componentes de baja frecuencia con una amplitud elevada a pesar de utilizar frecuencias de corte paso-alto muy bajas.

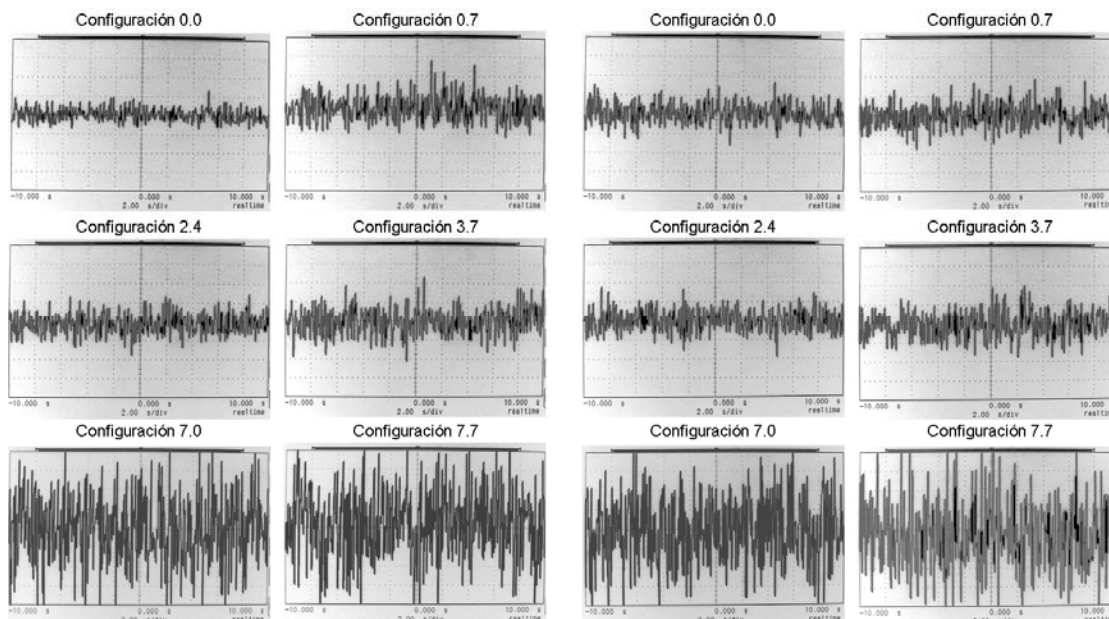


Figura 5-12: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de pruebas de la figura 5-2 (izquierda) y de la figura 5-3 (derecha), empleado el amplificador operacional AD8643, [296], para las configuraciones elegidas. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Para hacer más completo y realista el análisis del ruido en el circuito de adquisición y acondicionamiento de señales con los diseños novedosos para el filtro paso-alto, se han realizado pruebas para configuraciones idénticas, misma ganancia y frecuencia de corte, utilizando el diseño de filtro paso-alto con realimentación de etapa integradora simple, figura 4-7, en el circuito de pruebas de la figura 5-2. Estos resultados se recogen, para las seis configuraciones elegidas, en la figura 5-13.

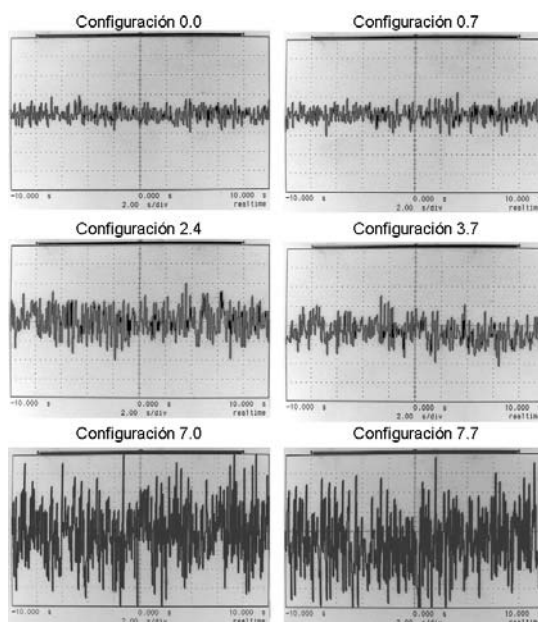


Figura 5-13: Resultados para el voltaje de ruido obtenidos a la salida,  $v_o$ , del circuito de prueba de la figura 5-2 utilizando el diseño paso-alto de la figura 4-7, empleando el amplificador operacional TL084 y conmutando el condensador C y la resistencia  $R_2$ , para conseguir cambios en la frecuencia de corte y la ganancia, respectivamente, se mantiene el código de configuración. *Read-out*: vertical: 20 mV/div; horizontal: 2 s/div.

Los resultados de ruido obtenidos para el circuito de pruebas, empleando el diseño de partida para el filtro paso-alto, figura 4-7, son formalmente idénticos a los conseguidos con los dos diseños operativos finalmente, empleando diferentes modificaciones en la red de

realimentación. Adicionalmente, se refuerza la validez de la hipótesis de no tener en cuenta la influencia de las redes de realimentación en los cálculos de ruido, tabla 5-15, que siguen siendo válidos para el diseño con realimentación de etapa integradora simple.

El hecho principal de que todos los resultados experimentales para el ruido en la salida,  $v_o$ , de los circuitos de prueba de la figura 5-2 y la figura 5-3, sean similares, independientemente del amplificador operacional empleado y del diseño del filtro paso-alto, se deben al mayor aporte de ruido de la etapa del amplificador de instrumentación. Al tratarse de una etapa de cabecera, *front-end*, el ruido de esta primera etapa es amplificado a lo largo de todo el circuito adquiriendo un mayor nivel de voltaje debido a la ganancia. Esta ganancia total no afecta al ruido intrínseco de otras partes del circuito ya que se conectan en cascada posteriormente y sólo se multiplican por las ganancias posteriores.

### 5.1.1.5 Conclusiones

A lo largo de este subapartado se han realizado pruebas de las especificaciones del circuito de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas, se ha obtenido la respuesta en frecuencia global, se ha estudiado la estabilidad del *offset* a la salida, así como la estabilidad térmica teórica del circuito y para finalizar, se ha hecho un amplio estudio del ruido a la salida tanto teórico como experimental, tras el análisis de ruido es trivial obtener valores para el ruido equivalente de entrada. Se han comparado las soluciones propuestas con diseños desarrollados previamente y, adicionalmente, se ha realizado una comparativa de la respuesta de todos estos parámetros estudiados: variación de *offset*, estabilidad térmica y ruido, para seis circuitos integrados amplificadores operacionales comerciales diferentes y de diferentes fabricantes.

Los resultados comparando los diseños operativos con los anteriores diseños, han mostrado que la respuesta de los diseños funcionales es la idónea ya que, en principio, no presentan variaciones de *offset* debido a cambios en la configuración de ganancia y frecuencia de corte. Este es el hecho más crítico a la hora de elegir un diseño u otro ya que cambios en el *offset* de salida pueden ocasionar pérdidas completas de la señal de interés debido a la imposibilidad de compensarlas con un valor fijo adecuado en la etapa siguiente.

En lo que respecta a la comparativa entre los diferentes amplificadores operacionales, el circuito de partida, TL084, presenta unos comportamientos muy buenos en lo que respecta a la estabilidad de *offset* a la salida y frente al ruido, pero su comportamiento con cambios de temperatura no es el óptimo. En este sentido, el circuito que mejor se ha comportado es el integrado AD8643 que presenta una alta estabilidad de voltaje de continua a la salida, independiente de la configuración, una gran estabilidad térmica y un bajo nivel de ruido a la salida. Cabe destacar que los circuitos probados con entrada no FET presentaban un comportamiento poco estable en lo que respecta a las variaciones de *offset* a la salida debido a su alta corriente de entrada aunque presentan mecanismos para compensar internamente esta corriente. En lo que respecta al coste del dispositivo, el circuito integrado que mejor se adapta a la producción en serie es el TL084 ya que presenta unos costes 10 veces inferiores al resto de dispositivos.

Por lo tanto, debido a que las condiciones de operación del sistema completo van a ser normales, temperatura ambiente, el dispositivo elegido para su funcionamiento será el integrado TL084 de *Texas Instruments*, aunque si se pretende conseguir una alta estabilidad térmica la elección correcta sería el circuito AD8643 de *Analog Devices*.

### 5.1.2 Pruebas de funcionamiento preliminares en sujetos de control

Una vez que los canales de adquisición funcionaban correctamente, se realizaron las adaptaciones y los ajustes necesarios en la tarjeta de adquisición USB, conectándola a la parte software de la plataforma UVa-NTS, consiguiéndose una respuesta satisfactoria de todo el equipo.

Con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento del equipo completo en su función principal de obtención de señales bioeléctricas, se realizaron pruebas preliminares en cinco sujetos de control, hombres y mujeres, de un amplio rango de edades. En estas pruebas se registraron, utilizando electrodos superficiales, señales de electrocardiograma y de electromiograma de diferentes músculos del brazo: bíceps, tríceps, flexores del carpo y extensores del carpo. Adicionalmente, se probaron las diferentes herramientas incorporadas en la parte software de la plataforma UVa-NTS.

La figura 5-14 presenta una señal de electrocardiograma tanto en la pantalla del osciloscopio, parte superior, como en la herramienta de visualización de la plataforma UVa-NTS, parte inferior. Se puede observar que, formalmente, la señal es idéntica en ambas representaciones.

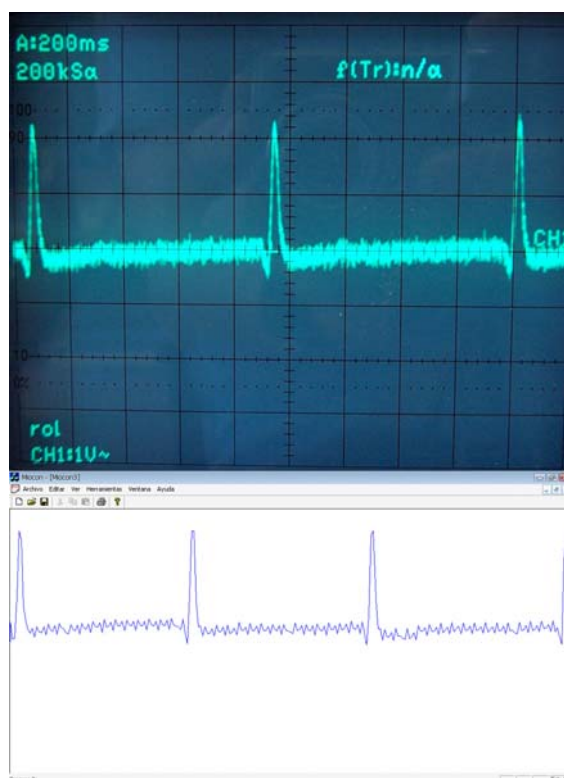


Figura 5-14: Señal de electrocardiograma obtenido con el sistema de adquisición de señales bioeléctricas desarrollado. En la parte superior se presenta una captura de osciloscopio de la señal obtenida mientras que la parte inferior muestra su visualización en la plataforma UVa-NTS.

Para la realización de pruebas utilizando todas las herramientas de la plataforma, se han utilizado juegos de cinco electrodos presentados anteriormente. Los electrodos se colocan pareados en dos músculos de interés y uno último, utilizado como referencia, se coloca en un lugar de actividad mioeléctrica nula, por ejemplo, una zona tendinosa o próxima a una articulación. La figura 5-15 presenta la colocación de electrodos, ya sean activos o pasivos, para recoger señales del bíceps y del tríceps en un sujeto de control, en este caso, el electrodo de referencia se coloca en el codo del sujeto.

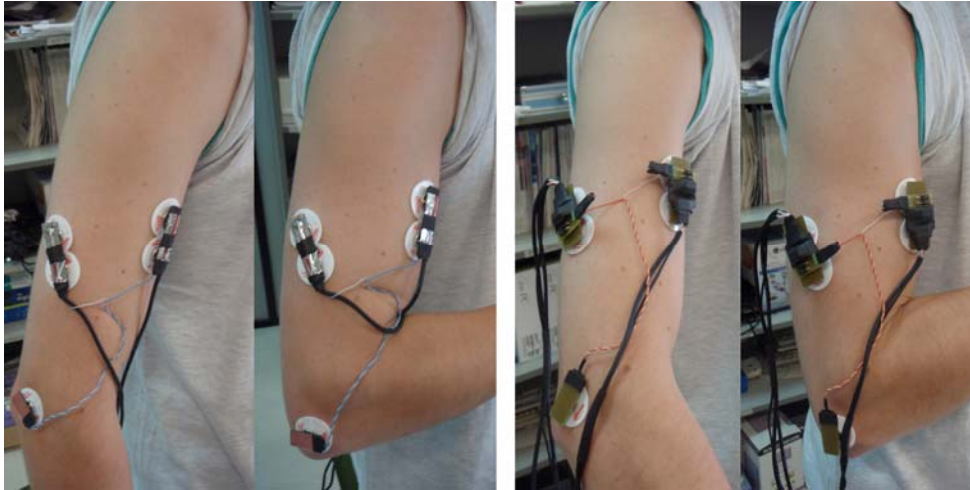


Figura 5-15: Fotografías del brazo, en reposo y en tensión, de uno de los sujetos mientras se realizaban pruebas de funcionamiento. A la izquierda con electrodos pasivos y a la derecha con los electrodos activos desarrollados.

Adicionalmente a las pruebas realizadas utilizando la plataforma UVa-NTS, se registraron señales de diferentes músculos utilizando un osciloscopio. La figura 5-16 presenta el electromiograma del grupo muscular flexor del carpo en el osciloscopio para diferentes niveles de esfuerzo y duración.

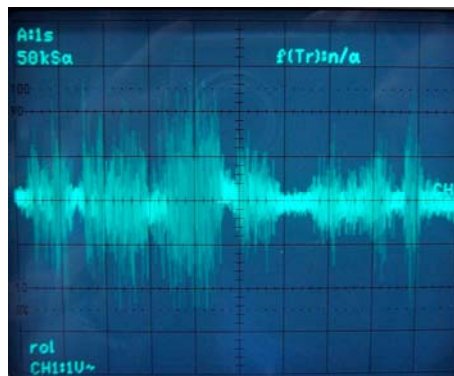


Figura 5-16: Electromiograma correspondiente al músculo flexor del carpo para diferentes niveles de esfuerzo y duración en un sujeto de control.

Tras lo expuesto en este apartado se observa que la plataforma UVa-NTS, en la que se ha integrado el equipo de adquisición desarrollado y presentado en 4.1, es completamente operativa para el registro de señales bioeléctricas. Siguiendo procedimientos similares de adquisición en los siguientes apartados se presentará un protocolo de aplicación en lesionados medulares. Además, se mostrarán y discutirán los resultados obtenidos en diferentes muestras de poblaciones de lesionados medulares y controles, y, adicionalmente, se ilustrará con los resultados obtenidos en un paciente con distrofia muscular utilizando el mismo protocolo.

### 5.1.3 Protocolo de rehabilitación para lesionados medulares

El protocolo de pruebas se desarrolló en colaboración con médicos rehabilitadores especialistas del centro de referencia nacional, el Hospital Nacional de Paraplégicos (HNP) sito en Toledo. Se ha utilizado la plataforma UVa-NTS como base para el desarrollo del protocolo de rehabilitación, de forma que, los ejercicios propuestos utilizarán, fundamentalmente, dos de las herramientas incorporadas: *espacio* y *MioPong*. Los objetivos principales de este estudio son muy diversos:

- Comprobar la capacidad de aprendizaje que pueden tener unos determinados sujetos para repetir una serie de esfuerzos concretos, y realizar un estudio del proceso de rehabilitación de los pacientes observando los avances que pueden llegar a conseguir.
- Comprobar si todos los potenciales usuarios, ya sean sujetos de control o pacientes, son capaces de adoptar una serie de estados concretos para poder asociarlos con órdenes o comandos emitidos voluntariamente. A su vez estos comandos se usarían para realizar una acción útil como, por ejemplo, el control de sistemas externos domóticos, manejo de medios informáticos o uso de prótesis mioeléctricas.
- Instar a los pacientes a conocer sistemas de rehabilitación diferentes que podrían ser más entretenidos para la realización de tareas, generalmente, monótonas.
- Observar la actitud de los usuarios frente a sistemas de entretenimiento con controles no usuales y conocer si aparecen actitudes competitivas entre los sujetos.

Los pacientes seleccionados, con lesión medular, debían cumplir una serie de requisitos para una correcta realización de los ejercicios propuestos y se definieron dos sesiones de tratamiento. Adicionalmente, se realizaron pruebas siguiendo el mismo protocolo en una población de sujetos de control, con el fin de realizar una comparativa de los resultados obtenidos en cada uno de los casos.

#### **5.1.3.1 Selección de pacientes**

El protocolo de rehabilitación propuesto por los médicos rehabilitadores del HNP está dirigido, fundamentalmente, a personas con síndrome de lesión medular a nivel cervical, concretamente, C7. Además, de esta premisa principal son necesarios otros requisitos que deben cumplirse:

- Preservación de la musculatura extensora y flexora del carpo (serán los grupos musculares utilizados).
- Paciente en periodo de rehabilitación.
- Posibilidad de mejora funcional y tratamiento previo a la fase de secuelas.
- Ingreso en la fase aguda y tiempo máximo transcurrido desde la lesión inferior a 6 meses.
- Firma de la aprobación de consentimiento para la realización de las pruebas.

Con estas restrictivas condiciones impuestas, se reunió a una población de cinco pacientes que cumplían todos los requisitos y se mostraron dispuestos a realizar las pruebas de rehabilitación mediante la plataforma UVa-NTS.

#### **5.1.3.2 Sesión de consolidación**

En el protocolo descrito se definieron dos sesiones diferentes. En ambas se utilizará registro de señales electromiograma (EMG) en dos grupos musculares antagonistas, concretamente en los grupos flexores y extensores del carpo. En la figura 5-17 se presenta tanto la vista anterior como posterior de un esquema muscular del brazo, en la que se ha señalado la localización de los músculos que forman parte de los grupos de interés en el protocolo diseñado.

La ubicación de los electrodos sobre la superficie de la piel, para captar las señales de los grupos musculares de interés, será personalizada en cada sujeto con el fin de determinar el punto de mejor registro de EMG. En este paso, colocación de electrodos, sirve de gran ayuda la

utilización del visualizador de señales incorporado en la plataforma UVa-NTS. Adicionalmente, y en caso necesario, se incrementará la ganancia del equipo para mejorar la calidad de las señales registradas.

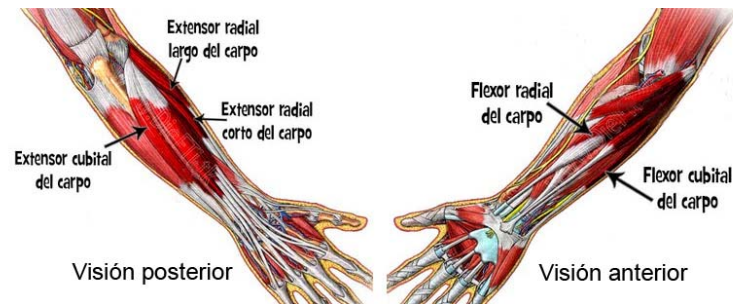


Figura 5-17: Esquema muscular indicativo del brazo y situación de los grupos musculares flexores y extensores del carpo utilizados en el protocolo de rehabilitación definido.

Las sesiones de consolidación utilizando la plataforma UVa-NTS se estructuran en dos bloques. En el primero de ellos se realizará la calibración del sistema y se utilizará la herramienta *espacio*. En el segundo, se utilizará la herramienta *MioPong* en dos tandas de cinco minutos con un incremento sustancial de la dificultad entre ellas.

#### 5.1.3.2.1 Herramienta *espacio*

Como se ha indicado en el capítulo anterior, previamente al uso de la herramienta, es necesario realizar una calibración del equipo. El proceso de calibración, ya explicado, consiste en completar un registro de señales para tres situaciones diferentes durante un tiempo de 5 segundos: estado de reposo, esfuerzo importante con el grupo muscular flexor del carpo y esfuerzo importante con el grupo muscular extensor del carpo. Tras la calibración realizada, se comprobará que el sujeto puede recorrer completamente todos los estados posibles, incluyendo, los tres estados de calibración.

Con la herramienta *espacio* operativa, es decir, después de la calibración, mediante el control del cursor de la pantalla, empleando las señales mioeléctricas que el paciente genera, se ubicarán un total de cinco dianas en el espacio de navegación bidimensional, figura 4-59. La ubicación de estas dianas intentará ser lo más heterogénea (más separadas e independientes) posible, englobando un estado de reposo, esfuerzo importante con cada uno de los grupos musculares por separado y dos combinaciones de esfuerzos de ambos músculos que puedan alcanzarse sin dificultad (por ejemplo, apertura y cierre de la mano). El objetivo es conseguir colocar las cinco dianas de forma que el usuario pueda alcanzarlas a voluntad lo más fácilmente posible y de manera repetible. Cada una de esas dianas podrá emplearse para disparar un comando de control diferente.

Tras la ubicación de las dianas, se realizará un recorrido cronometrado por ellas, intercalando la diana definida para el reposo en todas las transiciones, y permaneciendo un mínimo de tres segundos en cada una. Durante la prueba cronometrada se realizará el recorrido por las dianas un total de 4 veces. El ejercicio completo se repetirá con el fin de realizar una comparativa en el tiempo empleado en completar el circuito en pruebas consecutivas.

#### 5.1.3.2.2 Herramienta *MioPong*

El sujeto realizará una primera tanda de juego de cinco minutos, controlando cada una de las palas del juego con un grupo muscular, figura 4-59. Tras el tiempo estipulado se recogerán

los resultados ofrecidos por pantalla correspondientes a la tasa de acierto para cada uno de los dos grupos musculares. El ejercicio se repetirá, durante un nuevo intervalo de cinco minutos, con mayor dificultad de juego, incrementando la velocidad de la pelota y disminuyendo el tamaño de las palas. Obteniendo, nuevamente, la tasa de acierto en cada uno de los grupos musculares.

### 5.1.3.3 Sesión de familiarización

Previamente, a la realización de la sesión de consolidación, se realizará una sesión de familiarización. En ella se realizarán todas las actividades descritas en los anteriores apartados con la salvedad, de que para la herramienta *MioPong*, únicamente, se utilizará la dificultad más baja. Adicionalmente, antes de comenzar esta primera sesión se realizará una valoración funcional del sujeto, de control o paciente, con el fin de determinar el nivel de la lesión motora, si lo hubiera.

Por supuesto, este sistema ha sido valorado positivamente por los médicos como herramienta para el control y la evolución de los pacientes. Por tanto, podrían realizarse otras sesiones de tratamiento, similares a la de consolidación, sobre el grupo de pacientes seleccionado, que ayudarían a conseguir los objetivos presentados anteriormente.

### 5.1.4 Pruebas en pacientes con lesión medular

Siguiendo el protocolo desarrollado por los médicos rehabilitadores del HNP se realizó el protocolo durante las dos sesiones descritas en cinco pacientes con lesión medular C7. Las sesiones de familiarización y de consolidación, se realizaron con un intervalo de una semana y realizando todos los ejercicios descritos en el apartado 5.1.3. Los datos relativos a los pacientes con lesión medular: edad, sexo y tipo de lesión, se presentan en la tabla 5-16.

Número	Edad	Sexo	Lesión
1	34	Mujer	C7
2	38	Hombre	C7 C
3	41	Hombre	C7
4	66	Hombre	C7 D
5	37	Hombre	C7 D

Tabla 5-16: Relación de pacientes junto con sus características principales. La lesión se describe mediante su nivel y su grado en la escala ASIA.

Como se observa en la tabla 5-16, la muestra de la población de pacientes recoge un intervalo de edades amplio entre 34 y 66 años y sujetos de ambos sexos. No obstante, el tamaño de la muestra es pequeño debido a la especificidad de la lesión de interés y las condiciones impuestas para poder conseguir un proceso rehabilitador satisfactorio.

La figura 5-18 presenta los resultados obtenidos en las pruebas con la herramienta *espacio*, descritas previamente en el protocolo, en formato de histograma. Se observan cuatro barras verticales para cada uno de los sujetos, correspondientes con los cuatro recorridos, dos por sesión, que se realizan tras la ubicación de los dianas. Las dos primeras barras (negra y gris oscura) presentan los resultados de la sesión de familiarización, y las siguientes (gris clara y



## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

blanca) para la sesión de consolidación. En el caso del paciente 1, la segunda de las pruebas de la primera sesión no se realizó por petición expresa del paciente que se encontraba fatigado.

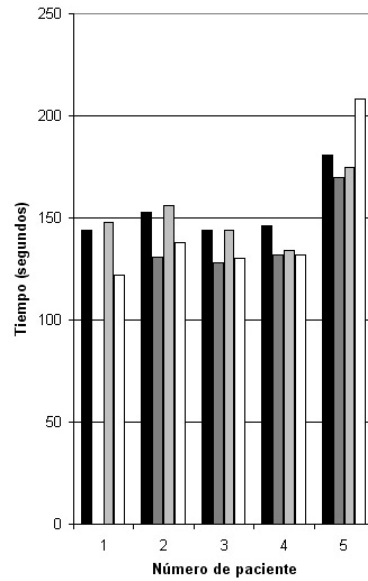


Figura 5-18: Resultados conseguidos por pacientes con lesión medular con la herramienta *espacio* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3.

Como puede observarse, la muestra de pacientes ha realizado el ejercicio con la herramienta *espacio* completo en tiempos inferiores, en su mayoría a 200 segundos. Esto indica que la población es capaz de realizar y repetir ejercicios que requieran cambios de esfuerzo controlados utilizando los movimientos residuales de algunos músculos. Además, se obtienen mejoras en los tiempos de ejecución de la prueba, lo que podría indicar que es un ejercicio apto para la rehabilitación de las capacidades neuromusculares de los pacientes lesionados medulares, tal y como indicaron los médicos del HNP.

Los resultados obtenidos en la muestra de lesionados medulares para la herramienta *MioPong* se presentan en la figura 5-19, para el grupo muscular flexor del carpo, izquierda, y extensor del carpo, derecha.

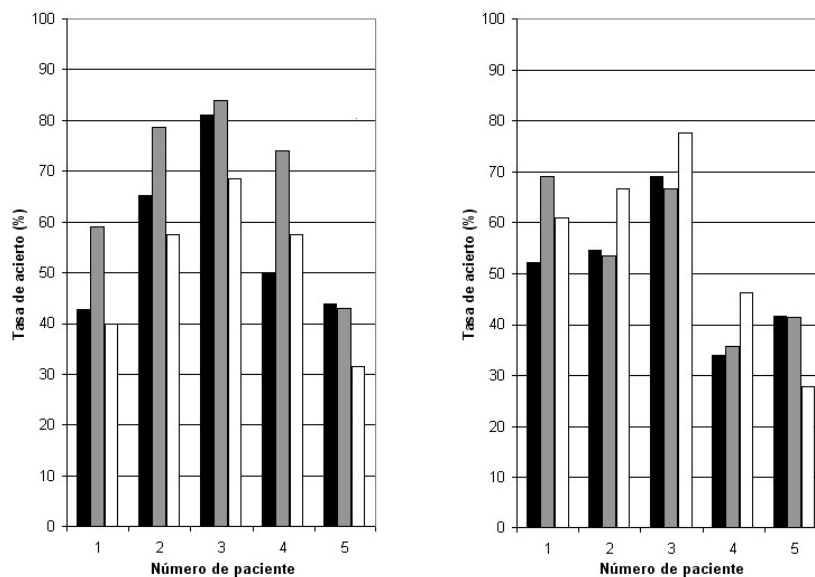


Figura 5-19: Resultados conseguidos por pacientes con lesión medular con la herramienta *MioPong* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3. Izquierda: grupo muscular flexor del carpo. Derecha: grupo muscular extensor del carpo.

En cada una de las gráficas de la figura 5-19 se presentan, en forma de histograma, tres barras para cada uno de los pacientes. Estas barras indican la tasa porcentual de acierto con las palas del juego y se corresponden con la tanda de 5 minutos de la sesión de familiarización (negra) y las dos tandas de 5 minutos de la sesión de consolidación, dificultad baja (gris) y dificultad alta (blanca).

Al contrario que en el caso de la herramienta *espacio*, en esta herramienta, no se ejercita tanto la realización y repetición de un esfuerzo muscular determinado, sino la realización de cambios de esfuerzo ágiles y coordinados. De esta manera, no sólo influirá la capacidad física de los pacientes, también será importante su atención y estado mental a la hora de realizar las pruebas.

En las tres pruebas realizadas con la herramienta *MioPong* se esperaba encontrar un comportamiento similar para ambos grupos musculares, dónde la tasa de acierto se incrementase ligeramente en la segunda tanda, de igual dificultad, y disminuyese en la tercera debido a un aumento de la dificultad. Sin embargo, en las gráficas se observa que el grupo muscular flexor del carpo presenta, en general, mejores resultados en las pruebas de dificultad inferior, mientras que con el extensor del carpo se consigue una tasa de acierto más alta para la tanda con incremento de dificultad. Este hecho es complicado de explicar aunque puede tener dos causas. En primer lugar, se puede formular una hipótesis que recoge la existencia de una diferencia de funcionamiento en los músculos extensores y flexores del carpo dependiendo de la rapidez de respuesta requerida en el ejercicio. En este caso, el flexor controlaría mejor los movimientos en el test de menor dificultad, más lento. Sin embargo, obtendría peor resultado que el extensor del carpo cuando se requieren movimientos más ágiles. Esta hipótesis, muy interesante desde el punto de vista neurofisiológico, pero que debido a la escasa muestra de pacientes, no puede establecerse como una conclusión definitiva. En segundo lugar, este efecto inesperado también podría tener otras explicaciones y es posible formular una hipótesis alternativa. La hipótesis tendría en cuenta el factor educativo de la población occidental que tiende a fijarse preferentemente en lo que sucede en la parte izquierda de la pantalla. La consecuencia directa de esta acción inconsciente sería un mayor porcentaje de aciertos iniciales en el uso de la pala izquierda, correspondiente al grupo muscular flexor del carpo en las pruebas realizadas. El condicionante psicológico que supone para el participante conocer que los resultados de las dos primeras pruebas reflejan que ha realizado peor el ejercicio con la pala derecha provoca que reaccione fijándose preferentemente en esta pala, de forma consciente. Este hecho produce una mejora en los resultados obtenidos con la pala derecha en el tercer ejercicio con el videojuego *MioPong*, que es realizado en la sesión de consolidación seguidamente al segundo ejercicio.

Si se quiere centrar el análisis únicamente en el proceso de mejora y aprendizaje conforme se desarrollan los ejercicios deberían desacoplarse los datos diferenciales entre los grupos musculares. Para conseguir esto es preciso exponer los resultados conseguidos de manera global como media aritmética de los dos grupos musculares. La figura 5-20 presenta la media aritmética de las tasas de acierto conseguidas para los dos grupos musculares para lesionados medulares.

Se observa que, en la práctica totalidad de los casos se obtienen mejoras en la tasa de acierto medio de ambos grupos musculares en la segunda tanda. Este incremento se debe a una mayor familiarización del usuario con la herramienta. Como se esperaba, en la tercera tanda de pruebas, tras el incremento de la dificultad del videojuego, se observa un decremento de la tasa de acierto de los pacientes.

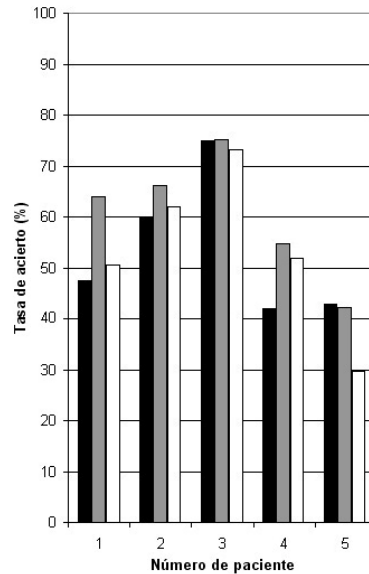


Figura 5-20: Resultados conseguidos por pacientes con lesión medular con la herramienta *MioPong* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3, media aritmética entre los resultados de los grupos musculares flexor y extensor del carpo de la figura 5-19.

### 5.1.5 Prueba en paciente con distrofia muscular

Siguiendo el mismo protocolo desarrollado para lesionados medulares, se realizaron las sesiones propuestas en un sujeto de 26 años con distrofia muscular sospechándose además la existencia de una anomalía mitocondrial no confirmada en las biopsias. La distrofia muscular es un grupo de enfermedades genéticas que causa debilidad y degeneración progresiva de los músculos esqueléticos encargados del movimiento corporal voluntario. La enfermedad del paciente se caracteriza, desde el punto de vista bioeléctrico, por tener un buen nivel de las señales de interés, aunque los continuos movimientos espásticos que presenta dificultan mucho la realización de los ejercicios.

En este caso, las pruebas realizadas pretendían ser ilustrativas para conocer el alcance la lesión y determinar si el usuario podría realizar un completo control mioeléctrico de diferentes dispositivos, ya sea hardware o herramientas software. Además, debido a las dificultades por encontrar una muestra más amplia de la población con este tipo de enfermedad, tampoco se incluirán los resultados en la comparativa entre las poblaciones que completaron las pruebas descritas en el protocolo.

La figura 5-21 presenta los resultados obtenidos en las pruebas descritas en el protocolo del apartado 5.1.3 utilizando la herramienta *espacio*, para el paciente con distrofia muscular que ha participado en el estudio. El formato de los datos es idéntico al de la figura 5-18, se presentan, en forma de histograma, los dos ejercicios de la primera sesión en negro y gris oscuro y los dos de la segunda sesión en gris claro y blanco.

Como puede observarse, los resultados son visiblemente peores que en el caso de los lesionados medulares y, como se verá más adelante, también son visiblemente peores que los conseguidos por los sujetos de control. En cualquier caso, el paciente pudo realizar completamente los ejercicios propuestos presentando una notable mejora, sobre todo en los intentos de la primera sesión. La razón por la que este paciente ha requerido un mayor tiempo para completar el ejercicio, además de las dificultades intrínsecas a su tipo de enfermedad, es

que presenta claros procesos espásticos que le impiden, en algunas ocasiones, mantener un esfuerzo determinado con los grupos musculares de interés.

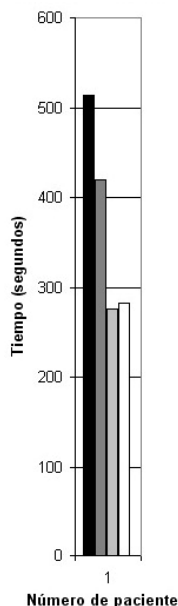


Figura 5-21: Resultados conseguidos por el paciente con distrofia muscular con la herramienta *espacio* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3.

A pesar de estos problemas es un avance importante saber que este tipo de pacientes pueden llegar a controlar y mantener el nivel de esfuerzo muscular en las señales bioeléctricas registradas. Además, viendo los resultados obtenidos en este primer ejercicio de las sesiones de rehabilitación propuestas, son capaces de aprender y repetir un determinado esfuerzo muscular con cierta facilidad. Este hecho posibilitaría el uso de sus señales bioeléctricas como interfaz hacia diferentes dispositivos de propósito general o específico.

La herramienta videojuego *MioPong* integrada en la plataforma UVa-NTS generó una gran aceptación y motivación en el usuario. Los resultados conseguidos en las dos sesiones del protocolo descrito en el apartado 5.1.3 para esta herramienta se presentan en la figura 5-22. La figura 5-22 recoge las tasas de acierto obtenidas en las tres tandas de juego con la herramienta *MioPong* para el grupo muscular flexor del carpo, izquierda, para el grupo extensor del carpo, centro, y la media aritmética de ambas, derecha. Al igual que en el caso anterior para analizar, únicamente, el proceso de mejora y aprendizaje conforme se desarrollan los ejercicios se han desacoplado los datos diferenciales entre los grupos musculares creando la gráfica que representa la media aritmética de ambos grupos musculares.

Los resultados para la tasa de acierto de la figura 5-22 reflejan que el usuario se desenvolvía mejor con el grupo muscular extensor del carpo en la primera tanda de cinco minutos con el videojuego. Por el contrario, en la segunda de las tandas de dificultad baja realizada en la siguiente sesión, se consiguió un resultado mucho mejor en el grupo muscular flexor del carpo. En este caso, esta diferencia manifiesta entre una sesión y otra fue debida al factor psicológico del paciente por mejorar los resultados de la sesión previa y, unido a ello, el conocimiento de que debía mejorar sobre todo el control de la pala controlada por el grupo muscular flexor del carpo, que le hizo descuidar ligeramente la contraria. Al aumentar la dificultad en la tercera de las tandas, con el conocimiento de la evolución conseguida en las dos tandas previas, el paciente equilibró la atención consiguiendo equilibrar, consecuentemente, las tasas de acierto en ambas palas. No obstante, el aumento de la dificultad ocasionó una

## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

disminución de la tasa de acierto. Para observar la evolución de la tasa de acierto combinada, la tercera gráfica de la figura 5-22 presenta la media aritmética de ambos grupos musculares. Nuevamente, la evolución del histograma combinado es la esperada, se produce un aumento de la tasa de acierto entre las dos primeras tandas, debido a una evolución de aprendizaje en el manejo. Por otro lado, en la tercera tanda, de mayor dificultad, la tasa de acierto disminuye.

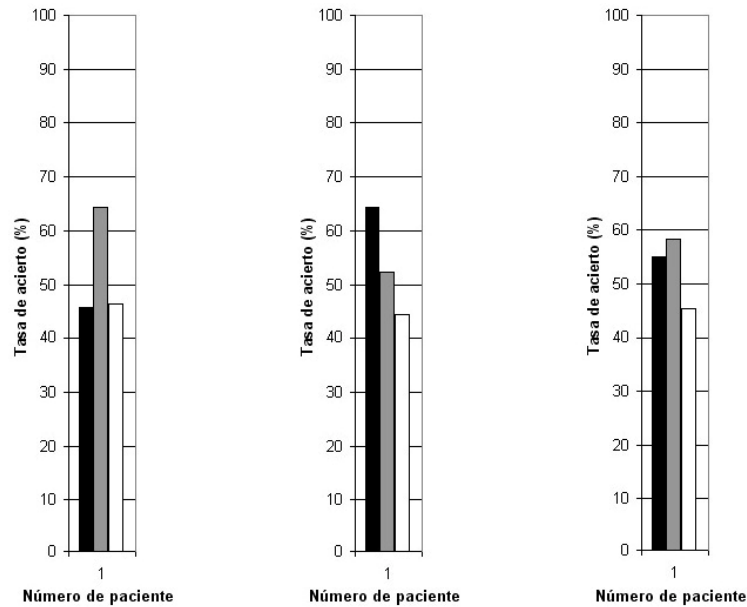


Figura 5-22: Resultados conseguidos por el paciente con distrofia muscular con la herramienta *MioPong* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3. Izquierda: grupo muscular flexor del carpo. Centro: grupo muscular extensor del carpo. Derecha: media aritmética entre los resultados de ambos grupos musculares.

Tras la realización de los ejercicios con la herramienta videojuego *MioPong* puede concluirse que un sujeto con distrofia muscular tiene una flexibilidad de acción aceptable en las señales bioeléctricas de control muscular. Como se puede ver en las gráficas, con la dificultad baja del juego, el paciente ha conseguido, en la mayoría de los casos, una tasa de acierto superior al 50%.

La combinación de estos resultados con los correspondientes a la herramienta *espacio* hacen pensar que los pacientes con este tipo de enfermedades poseen un buen nivel de señales bioeléctricas y que pueden realizar tareas de repetición y mantenimiento de esfuerzos así como de que poseen una cierta flexibilidad de acción muscular. Esta conclusión es bastante determinante ya que con diferentes interfaces conectadas a dispositivos de diversos propósitos pueden llegar a realizar tareas que en un principio podrían parecer imposibles e impensables para ellos.

### 5.1.6 Pruebas en sujetos de control

Con el fin de comparar los resultados conseguidos por los pacientes con lesión medular del HNP, se realizaron pruebas siguiendo el protocolo desarrollado en colaboración con médicos rehabilitadores expertos del HNP, explicado en el apartado 5.1.3, en sujetos de control. La relación de sujetos de control que realizaron los ejercicios propuestos se resumen en la tabla 5-17. En este caso, se ha trabajado con una muestra de población de un total de 16 sujetos voluntarios, 10 hombres y 6 mujeres, y se ha intentado tener una amplia muestra de edades en los sujetos de control, de 23 a 46.

En este caso, la muestra de la población de sujetos de control es más numerosa y heterogénea que en el caso de los pacientes donde primaba la especificidad de la lesión y otros condicionantes. En cualquier caso, la selección de sujetos de control se ha visto condicionada por el entorno en el que se ha realizado, la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad de Valladolid.

Número	Edad	Sexo
1	25	Hombre
2	46	Hombre
3	24	Hombre
4	38	Hombre
5	36	Hombre
6	27	Hombre
7	23	Mujer
8	23	Mujer
9	35	Mujer
10	38	Mujer
11	26	Hombre
12	28	Hombre
13	38	Hombre
14	25	Hombre
15	23	Mujer
16	31	Mujer

Tabla 5-17: Relación de sujetos de control junto con sus características principales.

Los resultados de las pruebas realizadas por los sujetos de control utilizando la herramienta *espacio*, incluida en la plataforma, se muestran en la gráfica de la figura 5-23. Se ha vuelto a utilizar un formato de tipo histograma con cuatro barras verticales para cada uno de los 16 sujetos y un código de colores idéntico. De esta manera, las dos primeras barras correspondientes a los ejercicios de la primera sesión se presentan en negro y gris oscuro, mientras que las dos siguientes, gris claro y blanco, se corresponden con los dos ejercicios de la segunda sesión de consolidación. En el caso del sujeto 10 solo se presentan las barras correspondientes a la primera sesión ya que, debido a su completa indisposición y rechazo de sistemas virtuales y videojuegos, tuvieron que suspenderse las sesiones de registro de datos siguiendo el protocolo.

Si se analizan los valores conseguidos en la gráfica, puede concluirse que los tiempos que necesitan los sujetos de control para realizar completamente los ejercicios son muy dispares. Lo que quiere decir este hecho es que algunos sujetos necesitan mucho más tiempo para conseguir repetir un nivel de esfuerzo con el que se encontraban cómodos que otros. Si bien es cierto, que en la mayor parte de los casos se producen altas mejoras en la disminución del tiempo para la realización de dos ejercicios consecutivos, en la primera o en la segunda sesión. El hecho de que

## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

las mejoras producidas para los sujetos de control sea elevada, puede deberse a que al tener que discriminar una gran cantidad de movimientos, es necesario un pequeño periodo de aprendizaje y aclimatación para poder alcanzar cada una de las dianas previamente fijadas, correspondientes a una determinada combinación de esfuerzos de los dos grupos musculares utilizados. Además, puede observarse que existen diferentes evoluciones para cada sujeto. Lo que podría esperarse es que se producen mejoras dentro de la misma sesión pero, en el cambio entre ellas, al tratarse de una nueva ubicación de electrodos y dianas y, por tanto, de nuevos niveles de esfuerzo, ocasionaría un pequeño incremento del tiempo de realización, ya que se conoce el procedimiento del ejercicio pero es necesario habituarse a las novedades. Sin embargo, las evoluciones de los histogramas que no se corresponden con el patrón descrito, bien producen mejoras consecutivas o bien, simplemente, se empeora ligeramente el tiempo empleado para la realización del segundo ejercicio de una de las dos sesiones. Las mejoras consecutivas es señal indicativa de que el proceso de aprendizaje es elevado mientras que si se produce un ligero incremento, no significativo, del tiempo necesario para completar el circuito puede deberse a algún tipo de dificultad puntual en alcanzar una de las dianas.

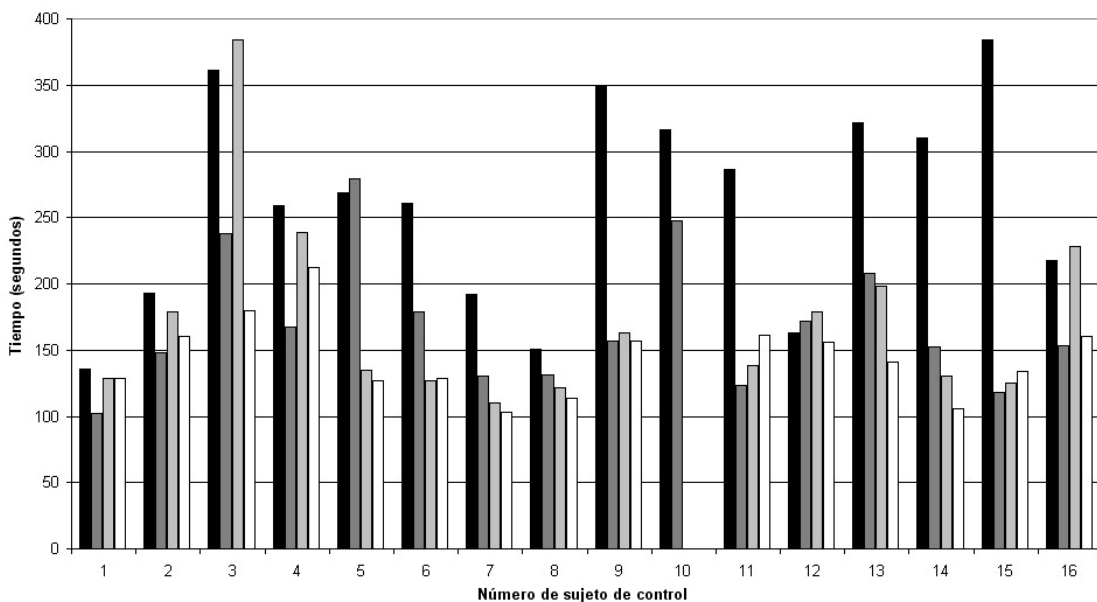


Figura 5-23: Resultados conseguidos por sujetos de control con la herramienta *espacio* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3.

Los resultados obtenidos por los sujetos de control para la tasa de acierto en la herramienta *MioPong* para las tres tandas de cinco minutos se presentan en la figura 5-24 y la figura 5-25 para el grupo muscular flexor y extensor del carpo, respectivamente. Como puede verse en las gráficas, nuevamente, se ha utilizado el mismo formato que en los apartados anteriores para la representación de las tasas de acierto de los 16 sujetos. La primera tanda de dificultad baja, correspondiente con la primera sesión en color negro, mientras que las tandas de la segunda sesión, la primera de dificultad baja se presenta en gris y la segunda con dificultad alta en blanco. Al igual que para las pruebas de la herramienta *espacio* puede observarse que el sujeto número 10 solo realizó los ejercicios correspondientes a la primera sesión.

En las gráficas mostradas en la figura 5-24 y la figura 5-25 puede verse que los resultados globales para la tasa de acierto en sujetos de control son muy elevados con ambos grupos musculares, superando en muchos casos el 80% de efectividad en el manejo de la herramienta *MioPong*. Además, en casi totalidad de los casos se observa una evolución positiva clara en la tasa de acierto entre las dos primeras tandas, de dificultad baja, y una disminución en la tercera

de ellas, debido al incremento de dificultad. No obstante, para clarificar más los datos registrados, se presentarán los resultados obtenidos como media aritmética entre los dos grupos musculares en la figura 5-26 desacoplando las diferencias que pudieran existir entre los dos grupos musculares.

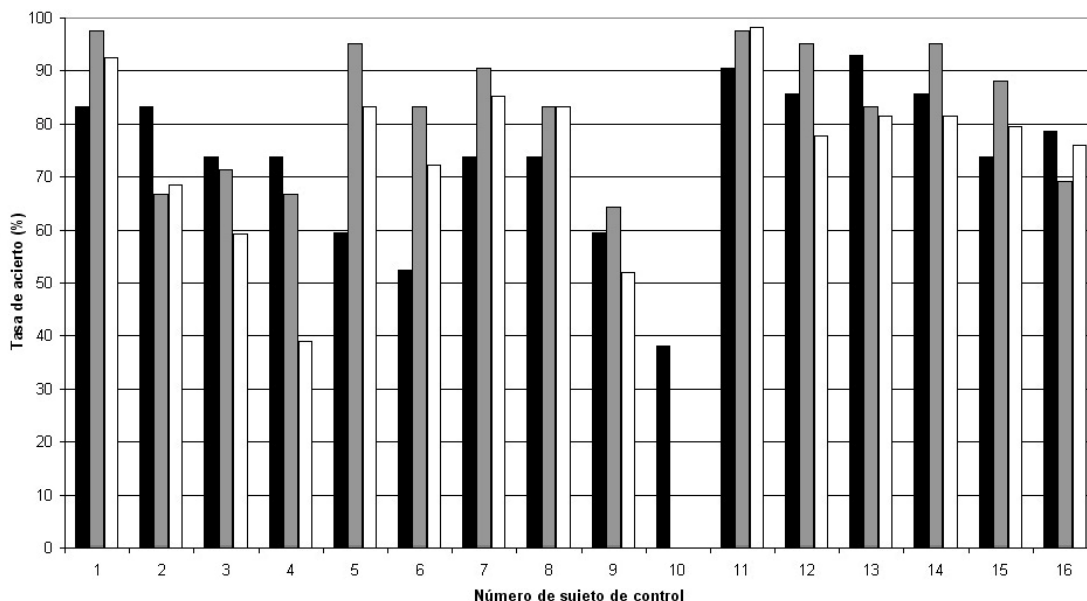


Figura 5-24: Resultados conseguidos por sujetos de control con la herramienta *MioPong* para el grupo muscular flexor del carpo siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3.

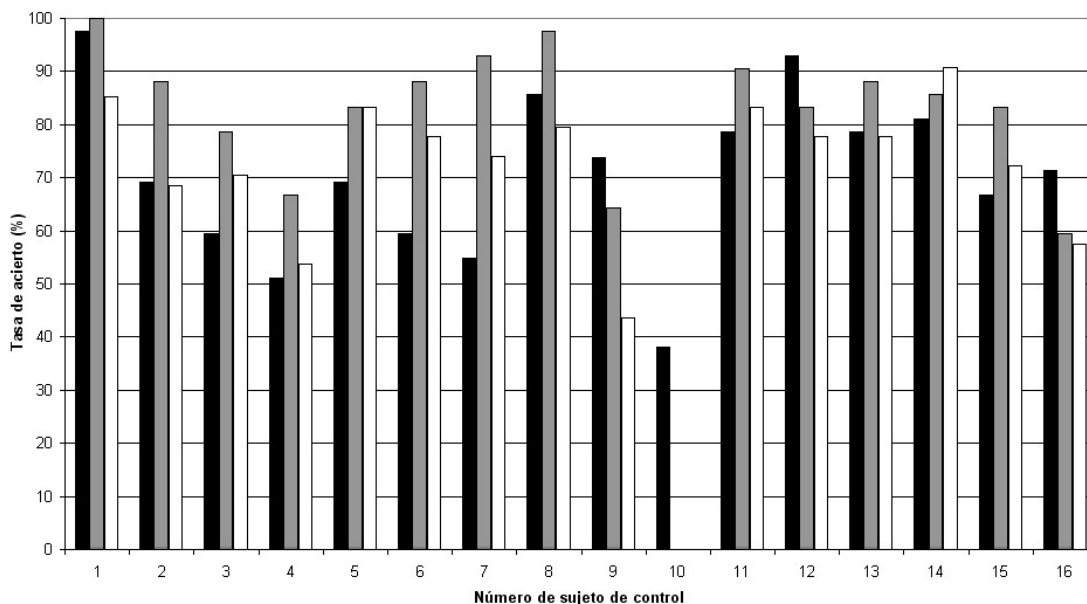


Figura 5-25: Resultados conseguidos por sujetos de control con la herramienta *MioPong* para el grupo muscular extensor del carpo siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3.

Se observa que, en más de la mitad de los casos, se alcanzan tasas de acierto medias muy elevadas, cercanas al 90% y se obtienen mejoras en la tasa de acierto media de ambos grupos musculares en la segunda tanda. Este incremento en la tasa de acierto en las tandas consecutivas de dificultad baja se debe a una mayor familiarización del usuario con la herramienta. En un caso puntual, se observa una disminución de aproximadamente el 10% para el segundo intento para el sujeto de control número 16, este hecho es justificable debido a que se apreció un visible estado de fatiga del sujeto en el momento de realización de esa prueba. Como se esperaba, en la



## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

tercera tanda de pruebas, tras el incremento de la dificultad del videojuego, se observa un decremento de la tasa de acierto.

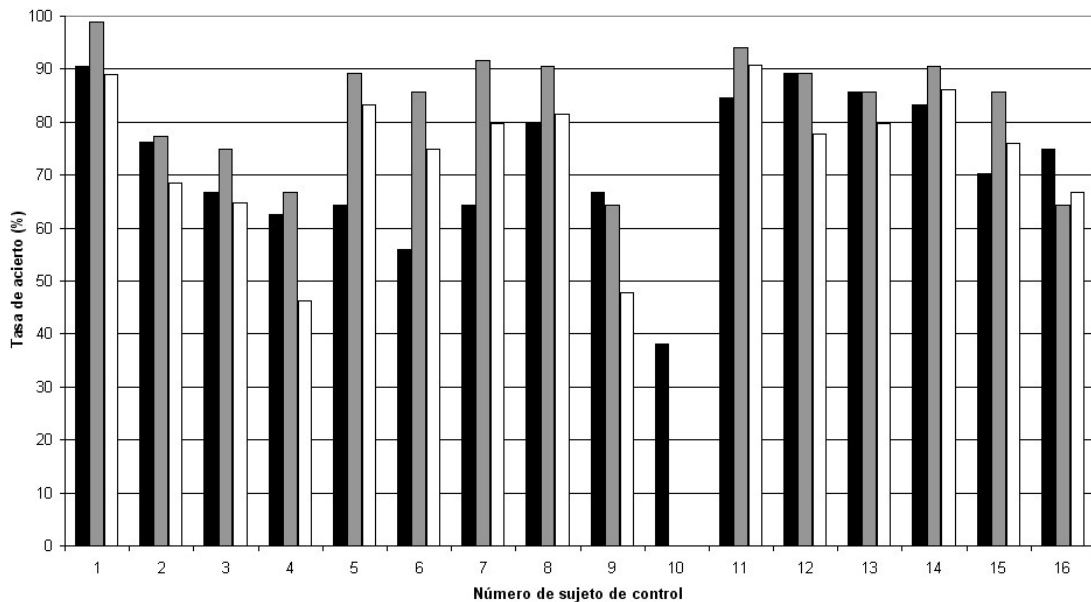


Figura 5-26: Resultados conseguidos por sujetos de control con la herramienta *MioPong* siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.1.3, media aritmética entre los resultados de los grupos musculares flexor y extensor del carpo de las figura 5-24 y figura 5-25, respectivamente.

### 5.1.7 Comparativa entre poblaciones

En este apartado se realizará una breve comparativa entre los resultados conseguidos por la población de sujetos de control y los lesionados medulares con nivel de lesión C7 para los que se definió este protocolo. De esta manera, se compararán los aspectos más interesantes que se observan para la herramienta *espacio* y el videojuego herramienta *MioPong*.

#### 5.1.7.1 Herramienta *espacio*

De todos los resultados expuestos, figura 5-18 y figura 5-23, se pueden inferir algunas conclusiones que ya han aparecido a lo largo de este capítulo:

- La muestra de pacientes obtiene un mejor resultado promedio en los tiempos de realización de los test que la muestra de controles.
- Los tiempos para la prueba realizada a la muestra de lesionados medulares es más homogénea en sus resultados para cada paciente. Los tiempos de ejecución de los test varían muy poco entre las pruebas consecutivas.
- La muestra de lesionados medulares es más homogénea comparando los resultados de tiempos de ejecución de cada uno de ellos.
- Los sujetos de la muestra de control alcanzan en general, un mejor aprendizaje, reflejado en una mejora de los tiempos de realización entre pruebas consecutivas.

Se han formulado hipótesis que explican los citados resultados. Probablemente, la mayor facilidad de los lesionados medulares para la realización del ejercicio de fijar las dianas en el espacio bidimensional, reflejada en una menor duración de los ejercicios, puede deberse a una menor capacidad para la realización de movimientos. Este hecho implica menor diversidad de movimientos posibles, lo cual facilita una mejor reproducibilidad de los mismos. Además,

podría considerarse también el tiempo que llevan los recientes lesionados medulares trabajando sobre la mejora de los efectos de la lesión, con especial interés en el control de las señales bioeléctricas enviadas a los grupos musculares.

Por otro lado, la falta de flexibilidad y diversidad limita la capacidad de aprendizaje que se produce al efectuar las consecutivas repeticiones del ejercicio en los pacientes. Esto explica la ventaja alcanzada en el aprendizaje por los sujetos de control.

Si se centra el análisis en el tiempo de duración de las pruebas realizadas, se aprecia tanto para los pacientes como para los sujetos de control que los mejores tiempos conseguidos en la realización de la prueba son similares. Lo que indica que un lesionado medular con lesión a nivel cervical C7 presenta una capacidad alta para la realización de ejercicios que requieran cambios de esfuerzo controlados utilizando los movimientos residuales de algunos músculos.

El hecho de poder realizar exitosamente las pruebas con la herramienta *espacio* tiene una consecuencia positiva; los lesionados medulares C7 de la muestra pueden emplear sus capacidades remanentes para generar diferentes señales de control. Dichas señales son necesarias para manejar sistemas domóticos, prótesis mioeléctricas y otros elementos técnicos de apoyo para la discapacidad.

Con el fin de resumir todos los datos y hacer una comparativa visual entre lesionados medulares y sujetos de control, se han utilizado diagramas de caja como herramienta estadística gráfica. Los casos atípicos se representan con un círculo y se corresponden con aquellos que presentan valores que distan del extremo superior del mismo una cantidad igual a la altura del diagrama, entendiéndose como altura del diagrama la distancia entre el valor del percentil 75 y el percentil 25. La figura 5-27 presenta un diagrama de caja para los resultados obtenidos con la herramienta *espacio* de la plataforma UVa-NTS. En este caso, para la realización del diagrama se han utilizado las cuatro ejecuciones incluidas en el protocolo utilizando esta herramienta, para cada uno de los usuarios. El diagrama de caja correspondiente a los lesionados medulares engloba 19 pruebas y el de los sujetos de control 62.

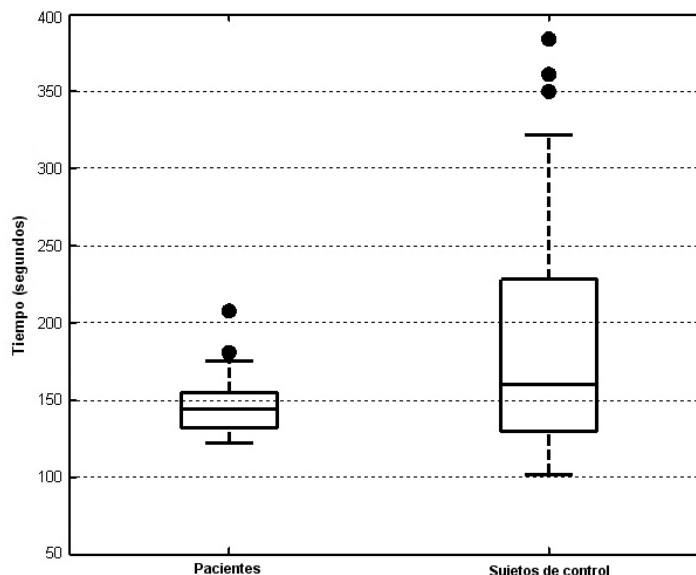


Figura 5-27: Diagrama de caja para los resultados conseguidos con la herramienta *espacio* por los pacientes con lesión medular y los sujetos de control.

En la gráfica de la figura 5-27 puede observarse que, debido a un mayor rango de posibles esfuerzos, la distribución para los sujetos de control está más dispersa, es decir, el rango dinámico de posibles esfuerzos con los dos músculos es mayor que en el caso de los pacientes lo

que ocasiona un mayor tiempo en la realización del ejercicio al tener que repetir continuamente esfuerzos muy concretos previamente definidos. Además, puede observarse un valor parecido para las medianas de ambos diagramas, de manera que el valor mediana para la duración de las pruebas en ambas muestras es similar. Sin embargo, se observa una gran expansión de la parte superior del diagrama correspondiente a los sujetos de control debido a que a algunos usuarios les resulta complicado replicar un nivel de esfuerzo muy concreto.

### 5.1.7.2 Herramienta *MioPong*

En lo que respecta a los resultados con la herramienta *MioPong*, del análisis de todas las gráficas de datos, figura 5-19, figura 5-20, figura 5-24, figura 5-25 y figura 5-26, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

- La tasa de acierto con las palas de la herramienta *MioPong* son, en general, superiores en el caso de los sujetos de control.
- La tasa de acierto en pacientes con el grupo flexor del carpo es superior a las obtenidas en el extensor en los ejercicios con el nivel de dificultad baja. En cambio para la dificultad alta hay una mejor respuesta en el canal del grupo muscular extensor del carpo.
- El efecto anterior no ocurre en el caso de los sujetos de control donde para ambos músculos se registra una bajada del porcentaje de aciertos en la ejecución del ejercicio en el nivel de dificultad alta.

A la vista de los resultados y las conclusiones se pueden formular diferentes hipótesis. Respecto a los mejores resultados globales conseguidos por la muestra de sujetos de control, estos pueden ser debidos a que poseen una mayor flexibilidad de acción en los músculos de interés y, además, pueden conseguir un mayor control sobre la fuerza ejercida y, en definitiva, poseen una mayor agilidad muscular. Ya se explicaron, en el apartado de exposición de los resultados para lesionados medulares, dos posibles razones para justificar la diferencia entre los dos grupos musculares en las tasas de acierto para el flexor y el extensor del carpo. La primera de ellas hace referencia a una posible diferencia de funcionamiento entre ambos grupos musculares, únicamente, en la población de discapacitados medulares C7, mientras que la segunda se centra sobre un posible factor psicológico influido por los resultados previos, que no aparecería, en ningún caso, en los sujetos de control.

Al igual que para la herramienta *espacio* se han resumido todos los datos correspondientes a las gráficas de tasas de acierto medias entre los grupos musculares flexor y extensor del carpo, figura 5-20 y figura 5-26, para la tanda de mayor dificultad, barra blanca, en un diagrama de caja, figura 5-28. Así pues, se recogen 5 pruebas para el gráfico de los pacientes y 15 para el de los sujetos de control.

Analizando los resultados obtenidos para esta herramienta, figura 5-28, se observa que los sujetos de control presentan una tasa de acierto mayor que los pacientes. Este fenómeno se debe, fundamentalmente, a que los sujetos de control tienen una mayor agilidad y flexibilidad en los músculos utilizados para realizar las pruebas. Por lo tanto, los sujetos no lesionados pueden conseguir un mejor control y cantidad de posiciones intermedias necesarias para la ejecución eficaz de este videojuego. En la gráfica que representa a los sujetos de control se observan dos valores atípicos situados muy por debajo del resto de la población que se corresponden con sujetos poco familiarizados con entornos virtuales y videojuegos como el presentado.

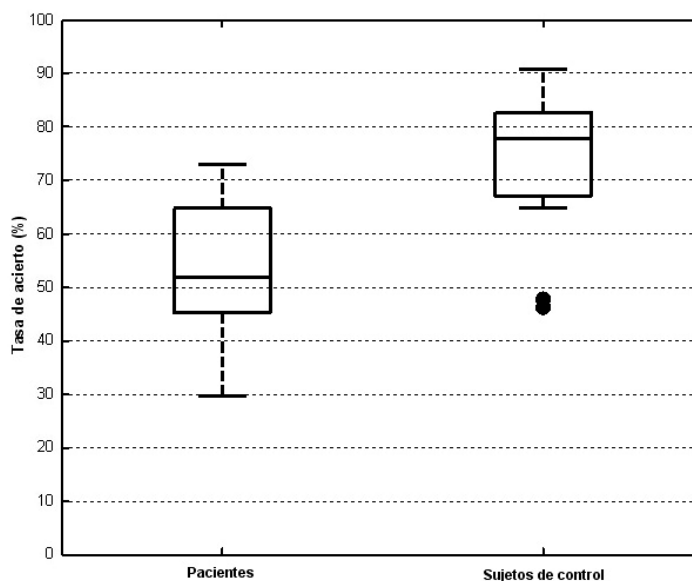


Figura 5-28: Diagrama de caja para los resultados conseguidos con la herramienta *MioPong*, en la última de las tandas realizadas y de mayor dificultad, por los pacientes con lesión medular y los sujetos de control.

### 5.1.8 Conclusiones

En este apartado se han presentado todas las pruebas realizadas con el sistema de adquisición de señales bioeléctricas implementado y la plataforma de entrenamiento neuromuscular UVa-NTS desarrollada, previamente, en el grupo de investigación.

En primer lugar, se han presentado, simplemente, pruebas para la comprobación de especificaciones teóricas y de funcionamiento. Las pruebas de especificación se centraron en el análisis de la frecuencia de corte y la ganancia, la estabilidad de *offset* a la salida, las derivas térmicas y el ruido presente en la salida. Para todos estos parámetros se realizaron comparativas entre los dos diseños paso-alto desarrollados y diferentes circuitos integrados, amplificadores operacionales, utilizados. Adicionalmente, se realizaron adquisiciones de señales preliminares de electrocardiograma y electromiograma, utilizando tanto el osciloscopio como la herramienta de visualización de señales incorporada en la plataforma.

En segundo lugar, se han presentado los datos de pruebas realizadas en muestras de poblaciones de sujetos de control y lesionados medulares y, adicionalmente, en un sujeto con distrofia muscular. Para este cometido se ha diseñado un protocolo rehabilitador específico, haciendo uso de diferentes herramientas de la plataforma UVa-NTS, en colaboración con médicos rehabilitadores del HNP ubicado en Toledo.

Respecto a los resultados como sistema rehabilitador se ha encontrado que toda la plataforma es un instrumento potencialmente importante para el entrenamiento de las capacidades residuales de los usuarios. Se ha comprobado, además, que todos los usuarios son capaces de generar comandos separables y repetitivos, por lo que el sistema podría utilizarse a modo de interfaz humano-máquina para controlar sistemas externos.

En relación a su uso como herramienta de evaluación, las medidas efectuadas en las pruebas, nos dan una idea de cuales son las capacidades que en un momento dado posee un discapacitado. En este punto, habría que destacar, al menos, dos posibles hallazgos de validez en neurofisiología que deben ser estudiados con mayor profundidad. Por un lado, indica que los lesionados C7 son más capaces en la realización de tareas rígidas y donde se requiere una repetitividad del nivel de esfuerzo muscular alcanzado. Por otro lado, los controles se muestran

más ágiles en la realización de tareas complejas que exigen modulación de esfuerzos y realimentación en el control.

Adicionalmente, la aplicación *MioPong* ha sido utilizada como juego competitivo por los participantes en las pruebas de una manera espontánea.

Los resultados preliminares indican que es necesario continuar el estudio de estos hallazgos con la realización de pruebas más exhaustivas y una muestra mayor de ambos, pacientes con lesión medular y sujetos de control.

Cabe la pena destacar que todos los usuarios, exceptuando uno de ellos, han valorado muy positivamente la idea y el funcionamiento del sistema completo. Este hecho se hace especialmente importante en el caso de los lesionados medulares y el paciente con distrofia muscular que, en general, han presentado una completa disposición para la realización de las pruebas haciendo notar, además, su entusiasmo. Asimismo, la muestra de sujetos de control presentó una actitud muy positiva y un claro afán de superación tanto consigo mismos como con el resto de sujetos que realizaron la prueba.

## 5.2 Sistema de movilidad

El sistema de movilidad descrito anteriormente, en el apartado 4.7, se ha construido usando una silla de ruedas eléctrica convencional y se controla, mediante un dispositivo electromecánico, comandado por órdenes codificadas con guiños voluntarios. Con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento de todo el equipo construido, y todas las características que presenta una vez operativo, y ver que los usuarios, en principio sujetos de control, eran capaces de conducir la silla controlada mediante la interfaz adaptada, se han realizado pruebas siguiendo un protocolo concreto que se presentará en este apartado. Adicionalmente, se pretendía comprobar si los sujetos podían conseguir una adecuada capacidad de aprendizaje en el control del sistema.

En este apartado se presentará tanto el protocolo diseñado y utilizado durante la realización de las pruebas como los resultados conseguidos por los 16 sujetos de control que realizaron el protocolo establecido.

### 5.2.1 Protocolo de pruebas

Las pruebas realizadas con el sistema de movilidad se centraron en comprobar su correcto funcionamiento y aprendizaje en el manejo por parte de sujetos de control. El sistema se controla por medio de guiños voluntarios de los usuarios, por lo tanto, es necesario que éstos tengan la habilidad de guñar los dos ojos de forma independiente y simultánea. En caso de no poder guñar los dos ojos, el usuario podría controlar el equipo, siempre y cuando sea capaz de realizar un gesto similar al de guñar produciendo movimiento en el músculo *orbicularis oculi* situado en el entorno ocular. Por lo tanto, es necesario comprobar, en primera instancia, que el sistema es capaz de reconocer los gestos del usuario para poder continuar con la prueba.

Una vez que la interfaz detecta las órdenes del usuario y éste conoce los posibles movimientos así como los comandos que los activan, se le pedía completar un circuito que requería el uso de la mayoría de las funcionalidades incluidas en el sistema de movilidad, explicado en el subapartado 4.7, figura 5-29. El circuito utilizado que alterna zonas de giros y espacios de navegación reducidos con zonas amplias, permite al usuario activar la opción de seguimiento de paredes o la corrección de la dirección mientras avanza. De esta manera, y

mediante el análisis de los resultados, se podrán obtener conclusiones acerca del funcionamiento del dispositivo y de la capacidad de aprendizaje de los usuarios en intentos sucesivos.

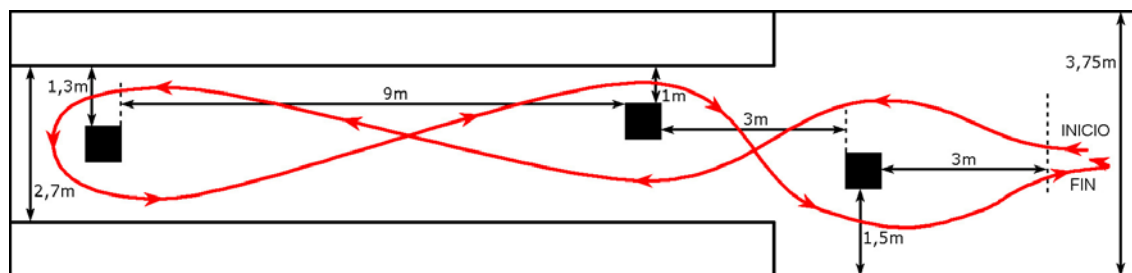


Figura 5-29: Circuito propuesto en el protocolo de pruebas del sistema de movilidad.

El protocolo propuesto consiste en la realización del circuito de la figura 5-29, una vez que se conocen las órdenes y el funcionamiento de la interfaz adaptada, sin entrenamiento previo. El recorrido se cronometrará consiguiendo un parámetro objetivo para la evaluación del usuario. Tras esta primera realización del circuito, se permite al usuario tener un periodo de entrenamiento, nunca superior a 10 minutos, para que se familiarice con todo el sistema de movilidad. Una vez finalizado el proceso de entrenamiento, se repite la realización del circuito cronometrando, nuevamente, la duración de la todo el recorrido.

Finalmente, se insta a los usuarios a realizar una encuesta en la que debían valorarse los principales parámetros del sistema en una escala cerrada de 0 a 5 puntos y, adicionalmente, se permite la inclusión de comentarios libres formulando preguntas abiertas acerca de los problemas y las posibles mejoras.

## 5.2.2 Resultados

Los resultados obtenidos en las pruebas realizadas siguiendo el protocolo por los sujetos de control incluyen, además de las valoraciones de la encuesta, la temporización en la realización de los dos recorridos realizados al circuito propuesto, figura 5-29. En total fueron 16 sujetos de control los que realizaron las pruebas, cuyas características se presentan en la tabla 5-18, a los que habría que sumar un sujeto mujer de 23 años que no realizó el protocolo establecido porque era incapaz de guiñar o hacer el gesto de guiño con uno de los ojos.

Se observa en la tabla 5-18 que se han utilizado una muestra de la población formada tanto por hombres como mujeres y en un rango de edad entre 18 y 50 años, aunque una gran mayoría de los sujetos tenían en torno a 25 años.

Los resultados conseguidos por la muestra de la población de sujetos de control se presentan en la figura 5-30. Al igual que para el dispositivo del apartado anterior, se ha utilizado un gráfico de histograma que presenta, para cada sujeto, el tiempo empleado, en segundos, para la realización del primer y del segundo recorrido, en negro y gris, respectivamente. Además, siguiendo el mismo código de colores, se incluyen dos líneas que presentan el tiempo medio empleado por todos los sujetos para completar el circuito en el primer intento y en el segundo (negro y gris, respectivamente).

Como se observa, en la mayoría de los casos, se produce una mejora considerable en el manejo del sistema de movilidad adaptado. Este hecho se refleja en el diagrama de barras para cada uno de los sujetos de la figura 5-30, donde en la segunda de las barras, gris, se observa una disminución del tiempo empleado para completar el circuito propuesto. Además, en las dos líneas presentadas para cada una de las medias del tiempo empleado también se observa la mejora conseguida en el segundo intento del circuito, ligeramente superior a 110 segundos. En

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

algunos casos, se observa un ligero aumento del tiempo de realización de la prueba, este hecho puede deberse a diversos factores intrínsecos del manejo de la silla de ruedas: choques debidos a ángulos muertos del sistema de detección de obstáculos, desalineamientos de las ruedas, etc. o a la dificultad de algunos sujetos para realizar los guiños de control. Este hecho es especialmente remarcable para el sujeto número 8 que presentaba serias dificultades para realizar un gesto que el sistema captase como guiño en uno de los ojos.

Número	Edad	Sexo
1	28	Hombre
2	24	Mujer
3	22	Mujer
4	39	Hombre
5	25	Hombre
6	26	Hombre
7	27	Hombre
8	25	Hombre
9	25	Hombre
10	23	Hombre
11	18	Hombre
12	24	Mujer
13	24	Mujer
14	26	Hombre
15	50	Hombre
16	24	Hombre

Tabla 5-18: Relación de sujetos de control junto con sus características principales.

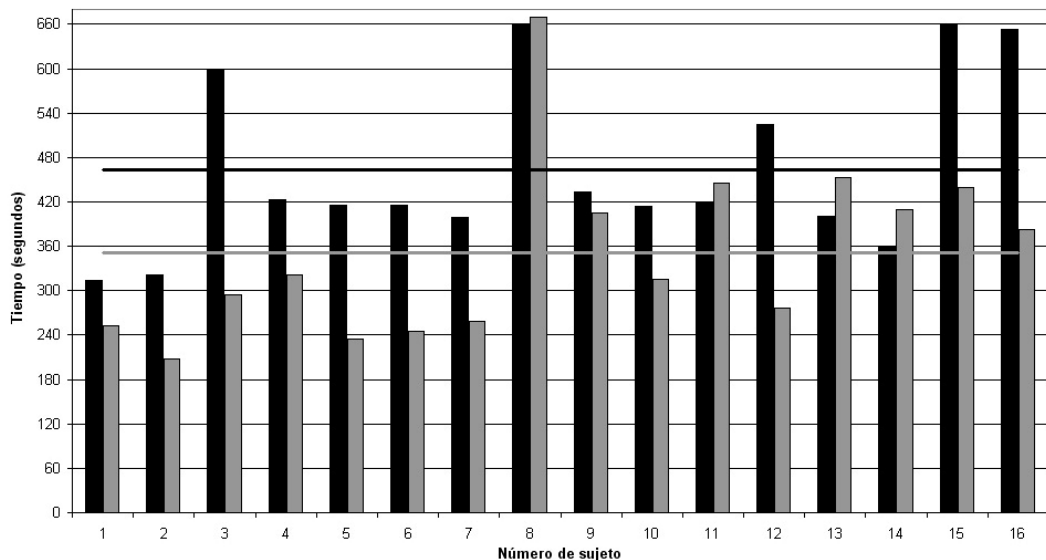


Figura 5-30: Resultados conseguidos por sujetos de control con el sistema de movilidad siguiendo el protocolo diseñado y descrito en el apartado 5.2.1.

Estos mismos datos se presentan en una gráfica para ver la cantidad de sujetos que realizaron la prueba en un determinado intervalo de tiempos, figura 5-31. Para la representación de la gráfica se ha utilizado un código de colores idéntico: negro para el primer intento y gris para el segundo.

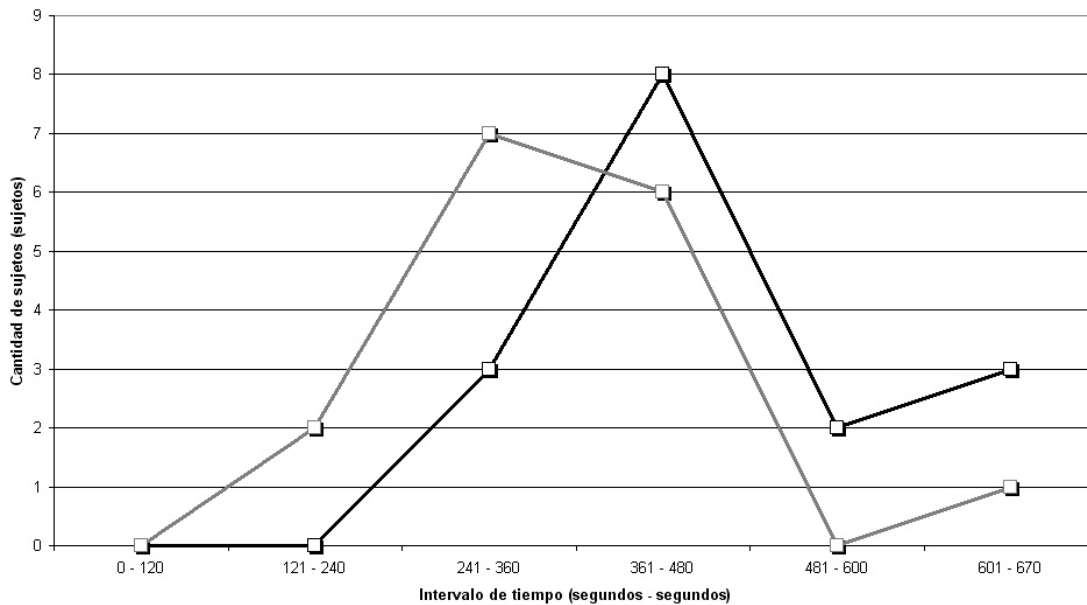


Figura 5-31: Número de sujetos de control que consiguieron realizar el circuito propuesto en el protocolo descrito en el apartado 5.2.1 en un determinado intervalo temporal en la primer y segundo recorrido.

En esta gráfica se observa, directamente, un desplazamiento, entre el primer y el segundo intento, hacia la izquierda. Este hecho indicaría que en el segundo de los intentos más sujetos se situaban en tiempos de realización más bajos. Si se centra la atención en los sujetos que más tiempo tardaron en completar el circuito, situados en los márgenes entre 481 y 670 segundos, puede apreciarse que mejoraron notablemente ya que de todos ellos sólo uno permanece en estos intervalos, concretamente el sujeto número 8 que presentaba problemas en la realización del gesto detectable por la interfaz. Sin embargo, debido a la adaptabilidad de la interfaz sería posible encontrar un gesto similar que fuera fácilmente realizable para el usuario y que le permitiese controlar el sistema.

Las calificaciones medias de la encuesta realizada a los sujetos de control sobre los parámetros más importantes y su valoración completa del sistema de movilidad se presentan en la tabla 5-19. Los posibles valores de calificación eran los números enteros entre 0 y 5 puntos, donde 5 representa la máxima calificación y 0 la mínima.

Característica	Nota media
Codificación adecuada	4,44
Fácil de manejar	4,56
Retardo adecuado	3,88
Utilidad del circuito	4,00
Comodidad de las gafas	4,06
Valoración global	4,44

Tabla 5-19: Notas medias obtenidas en la encuesta realizada por los sujetos de control para los parámetros más importantes del sistema de movilidad, así como valoración global.



A la vista de los resultados expuestos en la tabla 5-19 la satisfacción de los usuarios con el sistema de movilidad era muy alta. Todos los parámetros de interés han conseguido una valoración superior a 4 puntos, excepto el retardo del sistema. El problema que aparecía respecto al retardo del sistema reside en el tiempo de espera entre dos guiños consecutivos que, al principio, resulta incómodo porque se ha ajustado con un intervalo estándar, que aunque el usuario se adapta rápidamente, puede ser ajustado a su gusto. La valoración global del sistema asciende hasta 4,44 puntos lo que indica una clara satisfacción con el sistema completo así como de su funcionamiento y las opciones de manejo incluidas.

### **5.2.3 Conclusiones**

El sistema de movilidad adaptado a personas con un alto nivel de discapacidad física y controlado mediante capacidades remanentes de los usuarios, concretamente guiños voluntarios, se ha probado con éxito en un total de 16 sujetos de control. Las pruebas se han desarrollado siguiendo un protocolo, basado en la ejecución de un circuito completo y la realización de un formulario con una serie de preguntas sobre las pruebas realizadas y valoración del sistema. El circuito utilizado es de gran utilidad para valorar el sistema de movilidad ya que alterna tramos muy amplios con otros reducidos, lo que permite obtener una valoración objetiva del uso del sistema en entornos reales.

En lo que respecta a las pruebas realizadas en sujetos de control, el sistema ha demostrado que es efectivo, robusto, ofrece una facilidad de manejo elevada y, además, presenta un rápido aprendizaje que se traduce en la mejora del manejo, reflejada en la diferencia de tiempos conseguidos entre el primero y el segundo de los recorridos por el circuito propuesto. Además, una característica básica del sistema es que permite efectuar diferentes adaptaciones a cada usuario tanto a nivel hardware, la interfaz, como software en la detección de órdenes por lo que sería fácilmente adaptable a las características deseables o necesarias en cada caso. Todos estos parámetros han tenido consecuencia en una valoración global muy positiva por parte de los sujetos que realizaron las pruebas del protocolo diseñado.

Bien es cierto que el sistema puede mejorarse trabajando directamente sobre la interfaz utilizada, la red de sensores de detección de obstáculos que presenta algunos ángulos muertos o incluyendo algunas funcionalidades a mayores, como técnicas de guiado asistido. Además, sería necesario realizar pruebas en pacientes potenciales usuarios del sistema y hacer un estudio de las posibles adaptaciones a sus necesidades.

## **5.3 Sistema de sustitución sensorial**

El sistema de sustitución sensorial presentado en el capítulo anterior y, basado en la interfaz de reconocimiento de voz y en el estimulador sensorial, ha sido probado, realizando un protocolo de pruebas previamente definido, en el entorno controlado del laboratorio por 18 sujetos de control, tabla 5-20. La tabla 5-20 presenta la relación de los sujetos de control de manera anónima incluyendo sus características principales: edad, sexo y lado dominante para la mano, es decir, si el sujeto es diestro o zurdo en el manejo de la mano. En este caso, se ha intentado tener una muestra equilibrada en lo que a sexo se refiere, obteniendo al final 9 hombres y 9 mujeres. Asimismo, se ha intentado tener sujetos de control de diferentes edades, de esta manera, se ha conseguido un intervalo de edades entre 18 y 58 años en la muestra, aunque un tercio de todos ellos se encuentran ubicados entre 25 y 30 años. En lo que respecta al

lado dominante en la mano, únicamente, se ha podido contar con un sujeto zurdo masculino para participar en los ensayos del sistema de sustitución sensorial.

Número	Edad	Sexo	Diestro/zurdo
1	40	Hombre	Diestro
2	27	Hombre	Diestro
3	22	Mujer	Diestro
4	28	Hombre	Diestro
5	48	Hombre	Diestro
6	58	Hombre	Diestro
7	44	Hombre	Zurdo
8	50	Mujer	Diestro
9	29	Hombre	Diestro
10	41	Hombre	Diestro
11	19	Mujer	Diestro
12	18	Hombre	Diestro
13	25	Mujer	Diestro
14	26	Mujer	Diestro
15	37	Mujer	Diestro
16	50	Mujer	Diestro
17	29	Mujer	Diestro
18	38	Mujer	Diestro

Tabla 5-20: Relación de sujetos de control junto con sus características principales.

Para las pruebas sobre el sistema de sustitución sensorial se ha elegido realizar un desglose y hacer ensayos de manera independiente con las dos interfaces, aferente y eferente, estudiando la respuesta con los sujetos de control. De forma que, se realizarán pruebas independientes con la interfaz de reconocimiento de voz y la interfaz de estimulación sensorial, visual y táctil. Este desglose en las pruebas tiene sentido para la realización del estudio del sistema, ya que cada una de las interfaces, reconocimiento y estimulación, se encontrarán funcionando con sujetos diferentes cada una de ellas. De esta manera, se han elegido aleatoriamente diez de los patrones de voz asociados a comandos sensoriales para la realización de los ensayos con cada interfaz.

### 5.3.1 Interfaz aferente: reconocimiento de voz

El protocolo para la interfaz de reconocimiento de voz, utilizada como interfaz aferente en el sistema de sustitución sensorial desarrollado en esta Tesis Doctoral, se basa en pruebas de reconocimiento de 10 patrones definidos previamente, tabla 5-21, a dos distancias distintas, 50 cm y 2 m. Como ya se ha indicado, los patrones se han elegido aleatoriamente entre todo el conjunto de órdenes de voz que es capaz de detectar la interfaz de reconocimiento.

Número de orden	Patrón de voz	Número de orden	Patrón de voz
1	habitación	6	comida
2	azul	7	adiós
3	ayuda	8	madre
4	cuidado	9	rojo
5	estudiar	10	muy bien

Tabla 5-21: Relación de patrones de voz a reconocer en las pruebas de la interfaz aferente del sistema de sustitución sensorial.

El protocolo de pruebas para esta interfaz consistía en la ejecución del comando de voz por parte del sujeto de control en dos ocasiones, en cada una de las dos distancias propuestas, a 50 centímetros y a 2 metros del micrófono captador. Tras cada uno de los comandos se apuntaba el resultado obtenido por la interfaz, indicando si el reconocimiento había sido satisfactorio o no. Los resultados conseguidos por los diferentes sujetos de control se presentan en la figura 5-32 para la distancia de 50 cm y en la figura 5-33 para la distancia de 2 m.

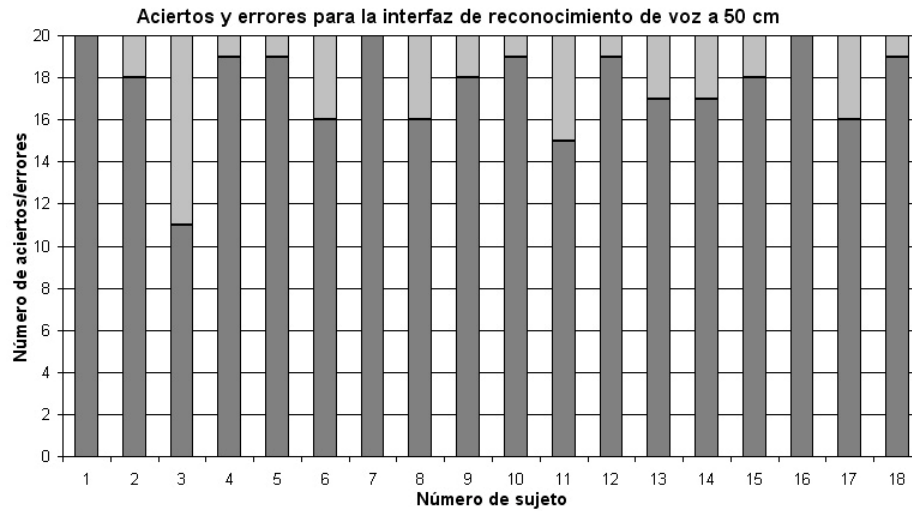


Figura 5-32: Aciertos y errores de la interfaz de reconocimiento de voz en las pruebas realizadas a 50 centímetros de distancia por los 18 sujetos de control de la tabla 5-20.

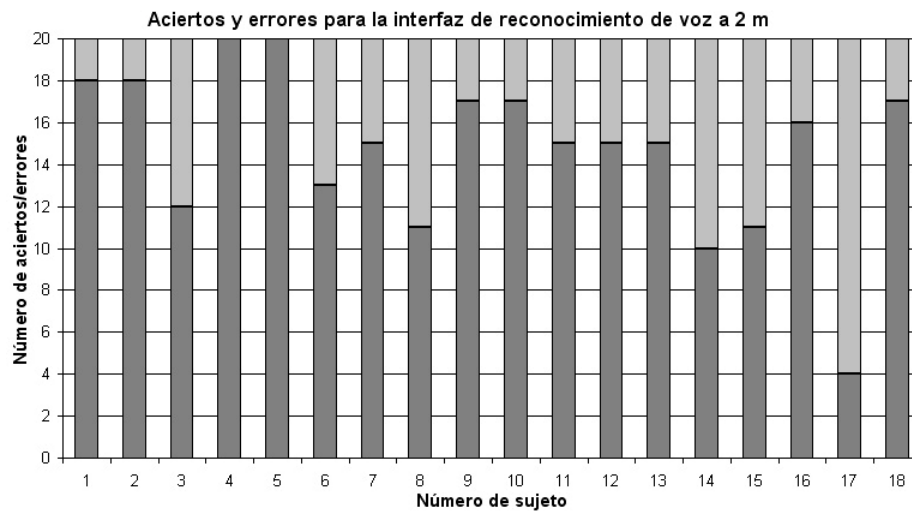


Figura 5-33: Aciertos y errores de la interfaz de reconocimiento de voz en las pruebas realizadas a 2 metros de distancia por los 18 sujetos de control de la tabla 5-20.

La figura 5-32 y la figura 5-33 muestran los resultados conseguidos en la pruebas como número de aciertos, gris oscuro, y número de fallos, gris claro, sobre el número total de intentos, 20, en cada una de las distancias.

Los resultados muestran un comportamiento más que satisfactorio para una distancia de 50 centímetros. En este caso, se producen pocos errores a la hora de detectar el patrón de interés, salvo en un caso puntual, los errores son inferiores a cinco en todos los sujetos. Tal y como puede suponerse a priori, cuando se aumenta la distancia entre el sujeto y el captador de sonido, micrófono, aumentará la tasa de errores a la hora de detectar el patrón de orden correspondiente. A la vista de la gráfica de la figura 5-33, y comparándola con la de la figura 5-32, se observa que, efectivamente, el número de errores en la detección del patrón de voz aumenta. En cualquier caso, el funcionamiento de la interfaz se considera adecuado a esta distancia ya que todos los sujetos menos uno consiguen una tasa de acierto superior al 50% y, en algunos casos, del 100%. En estas pruebas no se han hecho cambios en la configuración del circuito acondicionador de la señal del micrófono, tomándose una configuración por defecto, pero si fuera necesario se podrían cambiar diferentes parámetros, explicados en el subapartado 4.3, para conseguir un mejor ajuste del sistema a cada usuario y a cada distancia.

Si se centra la atención en los errores conseguidos en los diferentes patrones mostrados en la tabla 5-21, éstos pueden resumirse en una gráfica, figura 5-34. Se han utilizado dos colores diferentes: gris oscuro para los errores a la distancia de separación de 50 centímetros y gris claro para los errores de reconocimiento a 2 metros.

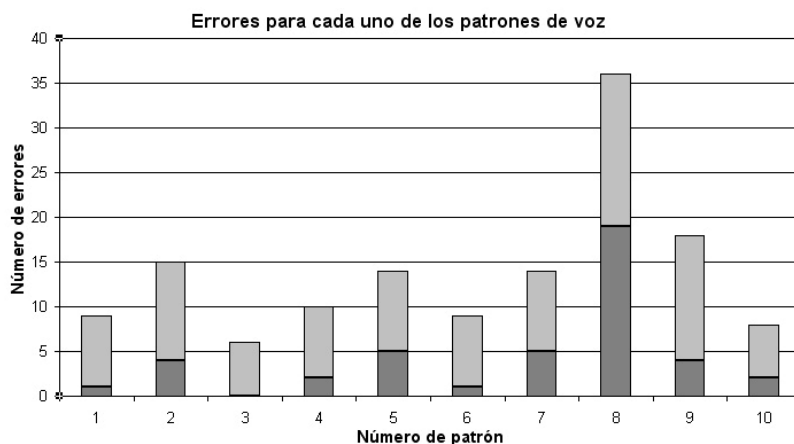


Figura 5-34: Errores para cada uno de los patrones de voz de la tabla 5-21 en las pruebas de la interfaz de reconocimiento realizadas por los sujetos de control de la tabla 5-20, a dos distancias diferentes, 50 cm y 2 m.

A la vista de la figura 5-34, se observa que uno de los patrones es dominante a la hora de producir errores de reconocimiento de voz, concretamente el número 8, correspondiente a la palabra “madre”. El resto de patrones presentan una tasa de error para las dos distancias comparable entre ellos. La razón de que el patrón 8 presente una tasa de errores tan elevada se debe al uso del fonema ‘r’ unido a otra consonante, es decir, el sonido ‘dr’, que puede resultar complicado de detectar si no se pronuncia claramente.

### 5.3.2 Interfaz eferente: estimulación sensorial

En lo que respecta a la interfaz eferente, de estimulación sensorial visual y táctil, se optó por utilizar los comandos de estimulación, correspondientes a los patrones de voz de la tabla 5-21, recogidos en la tabla 5-22. Aunque el sistema permite la estimulación simultánea de los sentidos de la vista y del tacto, en las pruebas realizadas sólo se utilizará la estimulación del

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

tacto. Esta discriminación en el uso de la interfaz se realiza debido a la facilidad de los sujetos de detectar patrones visuales y, asimismo, debido a la mayor posibilidad de realizar tareas simultáneas con la interfaz de estimulación táctil que permite no tener ocupada continuamente la vista. De esta forma, en las pruebas se instaba a los sujetos de control a utilizar la interfaz, únicamente con la estimulación táctil, e intentar decodificar la orden de estimulación. Se realizaban un máximo de tres intentos para cada patrón si el sujeto no era capaz de distinguir la orden, pasando al siguiente patrón de estimulación siempre que el usuario averiguaba la codificación de la orden.

Número de orden	Actuadores en funcionamiento y frecuencia				
	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
1	10 Hz				10 Hz
2				1 Hz	
3	1 Hz		1 Hz		10 Hz
4	10 Hz	10 Hz	10 Hz	10 Hz	10 Hz
5	1 Hz		1 Hz		1 Hz
6			10 Hz		
7		10 Hz			
8		1 Hz		1 Hz	
9			1 Hz		
10		1 Hz	1 Hz		

Tabla 5-22: Relación de patrones de estimulación visual y táctil a reconocer en las pruebas de la interfaz eferente del sistema de sustitución sensorial.

Los resultados conseguidos por los diferentes usuarios se muestran en la tabla 5-23. Se ha utilizado una nomenclatura simbólica para los resultados: el símbolo “✖” indica que no se ha acertado/decodificado el comando de estimulación, mientras que “✓” presenta los intentos acertados. Como ya se ha indicado, cada sujeto tiene un máximo de tres intentos para cada orden de estimulación, por lo que en la tabla 5-23 aparecerán un máximo de tres símbolos en cada celda. De esta manera, se reflejarán todos los posibles escenarios: acierto directo (✓), un fallo y acierto (✖✓), dos fallos y acierto (✖✖✓) y tres fallos (✖✖✖). Los números de orden presentados se corresponden con los que se muestran en la tabla 5-22 y se sigue el mismo orden de los sujetos que en el caso anterior, tabla 5-20.

Tal y como muestran los resultados de la tabla 5-23 las órdenes 2, 6, 7 y 9 presentan un reconocimiento sencillo, en casi todos los casos a la primera (✓), debido a que se trata de órdenes simples con funcionamiento de un único estimulador, es decir, en un único dedo. Si se atiende a las órdenes con dos actuadores simultáneos, 1, 8 y 10, puede verse que el reconocimiento del patrón de estimulación es más complicado, aunque, en la mayor parte de los casos, el sujeto lograba decodificar la orden de estimulación sensorial. No obstante, en estas órdenes, comienzan a aparecer los primeros fallos en los tres intentos (✖✖✖). Mención aparte necesitan las órdenes 3, 4 y 5 en las que, tal y como se observa en la tabla 5-23, la mayor parte de los sujetos no conseguía decodificar la orden (✖✖✖). En estos tres casos, la orden más fácil de decodificar es la 5 que presenta tres estimulaciones simultáneas a la misma frecuencia, seguida de la 4 de cinco estimulaciones, en ambas sólo 6 sujetos decodificaron el comando de

estimulación. Finalmente, la orden 3, que combina tres estimuladores y las dos frecuencias posibles, presenta más inconvenientes en la decodificación y sólo 5 sujetos consiguieron obtener el comando de estimulación correcto.

Orden Sujeto	Orden									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	✓	✓	x✓	xxx	x✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	x✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	xx✓	xxx	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	xx✓	xx✓	x✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	xx✓
6	✓	xx✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	xxx	xx✓	x✓	x✓	✓	x✓	x✓	x✓
8	✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	x✓
9	x✓	✓	xxx	xx✓	xxx	✓	✓	✓	✓	✓
10	xx✓	✓	xxx	xxx	✓	✓	✓	xxx	✓	x✓
11	✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	xxx
12	x✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	✓
13	✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	x✓	✓	✓
14	xxx	✓	x✓	xxx	xxx	✓	✓	xxx	✓	✓
15	✓	✓	xxx	x✓	xxx	✓	✓	x✓	✓	✓
16	x✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	✓	✓	x✓
17	✓	✓	xxx	xxx	xxx	✓	✓	xx✓	✓	xxx
18	✓	✓	xxx	xx✓	xxx	✓	✓	✓	✓	x✓

Tabla 5-23: Resultados conseguidos por los sujetos de control con la interfaz de estimulación táctil. Se presentan los fallos y aciertos, hasta un máximo de tres intentos para cada orden de estimulación.

Si se centra el análisis en los sujetos de control, la mayoría de ellos consigue resultados similares a la media. Mención especial para el sujeto número 7 que, tal como presenta en la tabla 5-20, es zurdo, es decir, el lado dominante de las manos es el izquierdo y la interfaz de estimulación, el guante, es de mano derecha. En este caso, el sujeto tuvo mayores dificultades en la decodificación de algunas órdenes pero presentó un comportamiento final similar al resto de sujetos, consiguiendo reconocer todas las órdenes de estimulación menos la 3, reflejada como la de mayor dificultad.

Bien es cierto que tras un periodo de entrenamiento un sujeto determinado puede conseguir un alto nivel de sensibilidad con la interfaz y decodificar rápidamente todas las órdenes de estimulación. En esta tesitura se encontraba el sujeto número 2, autor de estas líneas, que observando la tabla 5-23, decodificó todas las órdenes a la primera menos una que requirió dos intentos (x✓).

Los resultados conseguidos utilizando la interfaz de estimulación sensorial demuestran que es un dispositivo adecuado para la función de sustitución sensorial para la que ha sido

diseñada. Todos los sujetos son, en mayor o menor medida, capaces de decodificar diferentes órdenes. Aparecen problemas en ciertas órdenes que pueden desaparecer con diferentes ciclos de entrenamiento, pero siempre se puede adecuar la interfaz para que el usuario presente un mejor reconocimiento, descartando aquellos comandos de estimulación en los que surjan problemas de detección. De esta manera, se pueden evitar combinaciones de dedos en los que se creen confusiones y, además, una vez que el usuario conoce las diferentes posibles órdenes la detección se simplificará notablemente. En cualquier caso, en la interfaz desarrollada la estimulación táctil se complementa con la estimulación visual que puede servir, en un momento dado, para discernir sin ningún tipo de dudas el comando de estimulación recibido por el usuario. Como ya se comentó, se ha descartado el uso de la estimulación visual aislada para conseguir que el usuario tenga un nivel de independencia más elevado, ya que la información recibida a través de la estimulación visual es imperceptible sino se mira continuamente la interfaz, en este caso el guante; este problema es solventado con la estimulación táctil o la combinación de ambas.

### 5.3.3 Conclusiones

El sistema de sustitución sensorial para personas con deficiencias auditivas o deficiencias auditivas y visuales se ha probado con éxito en un total de 18 sujetos de control. Las pruebas han reflejado un comportamiento satisfactorio tanto de la interfaz aferente de reconocimiento de voz como de la interfaz eferente de estimulación sensorial visual y táctil.

Además de la realización de las pruebas, se instaba a los sujetos a rellenar una encuesta valorando de 1 a 5, siendo 1 la valoración mínima y 5 la máxima, diferentes aspectos del sistema de sustitución sensorial y sus interfaces. La tabla 5-24 muestra los resultados de las encuestas para la nota media y la moda de las notas.

Característica	Nota media	Moda
Idea de sustitución sensorial	4,89	5
Codificación de las órdenes	4	4
Comodidad de la interfaz de estimulación	4,22	5

Tabla 5-24: Nota promedio y moda obtenidas en la encuesta realizada por los sujetos de control para diferentes parámetros del sistema de sustitución sensorial.

Como se observa en los resultados de la tabla 5-24, los sujetos de control valoraron muy positivamente la idea de sustitución sensorial para personas con deficiencias en diferentes sentidos, referente al sistema global como conjunto de las dos interfaces utilizadas en el protocolo de pruebas propuesto. En lo que respecta a la interfaz eferente de estimulación sensorial a gran parte de los sujetos les pareció de una comodidad adecuada a pesar de tratarse de un guante de talla grande que no se ajustaba perfectamente en todos los casos. Más penalizada, aunque aún así se consiguió una nota elevada, fue la codificación de las órdenes de estimulación propuesta, ya que muchos de los comandos no fueron correctamente decodificados por los sujetos. Si bien, la valoración alta refleja que los sujetos entendían que era un método válido y muy útil de codificación realizar selecciones encendido/apagado de los estimuladores y cambios en la frecuencia de funcionamiento de cada uno de ellos. Asimismo, los sujetos que encontraban más problemas en la realización de ciertos patrones de estimulación con un poco de

entrenamiento in situ tras la realización del protocolo eran capaces de diferenciar órdenes muy similares.

Finalmente cabe destacar que se pueden realizar numerosas mejoras sobre el sistema completo de sustitución sensorial, como incremento de las prestaciones de cada una de las interfaces. Adicionalmente, se podría adaptar debidamente cada interfaz al usuario potencial que vaya a usar el sistema de manera cotidiana, esto es ajustar los parámetros de acondicionamiento de la interfaz de reconocimiento de voz y hacer una interfaz de estimulación sensorial a medida, tanto en tamaño como en zonas estimuladas y, evitando patrones que causasen problemas a la hora de decodificar la orden. Además, al igual que para el sistema de movilidad, sería necesario realizar pruebas en sujetos potenciales usuarios del sistema, es decir, pacientes con deficiencias auditivas añadidas o no a deficiencias visuales con el objetivo de mejorar al máximo las prestaciones de la interfaz para su función final.

## 5.4 Sumario

A lo largo de este capítulo de resultados se han presentado diferentes datos y conclusiones obtenidos con tres de los sistemas e interfaces implementados y expuestos en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema* y en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*.

En primer lugar, se ha realizado un amplio análisis de especificación del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas desarrollado. De manera que, se han estudiado la respuesta en frecuencia, el valor de ganancia nominal alcanzado, las variaciones de *offset* a la salida, las derivas térmicas producidas por incrementos de temperatura y análisis teórico y práctico del ruido a la salida de todo el sistema. Para mejorar el análisis de todos los parámetros se ha realizado una comparativa de los resultados para los dos diseños operativos propuestos para el filtro paso-alto. Adicionalmente, se ha realizado una comparativa en la respuesta de diferentes circuitos integrados comerciales de diferentes fabricantes, concretamente seis. Los resultados han mostrado que el circuito elegido de partida, el TL084, muestra un funcionamiento cercano al idóneo, aunque presenta problemas si existen derivas térmicas importantes. Para estos casos particulares, el circuito más conveniente sería el AD8643. Una vez comprobado el correcto funcionamiento del equipo y sus especificaciones se realizaron pruebas preliminares en sujetos de control. Las pruebas consistían, fundamentalmente, en la obtención de señales de electrocardiograma y electromiograma de diferentes grupos musculares. Nuevamente, las prestaciones alcanzadas fueron satisfactorias y el sistema completo, junto con el software, estaba listo para ser utilizado conjuntamente, constituyendo la plataforma UVa-NTS.

Con la plataforma UVa-NTS se han realizado pruebas en sujetos de control, en pacientes con lesión medular y en un paciente con distrofia muscular y se ha realizado una comparativa de los resultados obtenidos por cada una de las muestras de las poblaciones. Para este cometido, se desarrolló un protocolo de pruebas que empleaba las diferentes herramientas incorporadas en la plataforma en colaboración con médicos especialistas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Este protocolo en principio estaba diseñado para procesos de rehabilitación específicos de una parte de la población de lesionados medulares con nivel C7. En este caso, se empleó el mismo protocolo en la muestra de sujetos de control, de lesionados medulares y en el paciente con distrofia muscular; posteriormente, se realizó una comparativa en los resultados excluyendo al paciente con distrofia muscular por ser un caso aislado y, en consecuencia, poco



## CAPÍTULO 5: RESULTADOS

representativo de la población completa. Los resultados, utilizando las herramientas *espacio* y *MioPong*, muestran conclusiones diferentes ya que, en un caso, se analiza la posibilidad de repetición de esfuerzos y, en el otro, la coordinación y la capacidad de realización rápida de cambios de esfuerzo. En cualquier caso, los resultados son alentadores ya que se presenta un manejo muy notable y una alta capacidad de aprendizaje en la mayoría de los usuarios.

Se han presentado resultados de funcionamiento conseguidos empleando el sistema de movilidad adaptado presentado en los capítulos 3 y 4. En este caso, se ha diseñado un protocolo, basado en la realización de un circuito especialmente diseñado para poder poner a prueba todas las prestaciones de guiado del sistema. Se realizaron pruebas con 16 sujetos de control consistentes en recorrer el mencionado circuito en dos ocasiones con el objetivo de estudiar la adaptabilidad del sistema a los usuarios y la capacidad de aprendizaje de éstos. Los resultados obtenidos fueron muy satisfactorios, así como la valoración de diferentes características del sistema completo obtenida a partir de una encuesta que se instaba a rellenar en el protocolo propuesto.

Finalmente, se han incluido los resultados conseguidos con el sistema de sustitución sensorial desarrollado y presentado en los capítulos 3 y 4. Para la realización de estas pruebas se ha diseñado un protocolo específico con el fin de probar las dos interfaces que forman parte, interfaz eferente de reconocimiento de voz e interfaz aferente de estimulación sensorial, visual y táctil. Los resultados han sido satisfactorios, ya que se ha observado un funcionamiento óptimo de ambas partes del sistema final. Si bien, en algunos casos se hace complicado decodificar la orden de estimulación sensorial, con el adecuado entrenamiento y una adaptación personalizada de la interfaz se pueden solventar todos los problemas que han ido apareciendo en las pruebas. Los resultados conseguidos son prometedores y la opinión de los usuarios sobre el sistema, recogida en una encuesta, muestra la gran aceptación que puede llegar a tener entre personas con determinadas disfunciones.

Por lo tanto, los resultados obtenidos en la realización de pruebas con los dispositivos y sistemas, desarrollados en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, han mostrado el correcto funcionamiento y la utilidad de los mismos y éstos pueden aplicarse directamente en ámbitos de la vida cotidiana para personas con discapacidad y/o con serios problemas de dependencia.



## Capítulo 6: Conclusiones

En esta Tesis Doctoral se ha presentado el trabajo de investigación que el autor ha realizado en el ámbito de las Tecnologías de Rehabilitación (TR). Tras una extensa revisión de la literatura científica relacionada, se han desarrollado diferentes interfaces humano-máquina aferentes y eferentes y sistemas de ayuda técnica de propósito general y específico, basados en estas interfaces.

Tomando como punto de partida la experiencia previa del grupo del Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería y habida cuenta de la complejidad y multidisciplinariedad de la investigación y el desarrollo en TR, se detectó la necesidad de diseñar una metodología de trabajo adecuada. El uso de dicha metodología supone una referencia útil para cualquier equipo investigador que realice su actividad en este campo, disminuye el tiempo de desarrollo y evita errores comunes en el abordaje de la innovación de sistemas técnicos de ayuda y asistencia a la discapacidad. La filosofía de este enfoque se centra, fundamentalmente, en las necesidades del paciente y las posibilidades técnicas existentes para abordarlas. Para conseguir los resultados óptimos y que el dispositivo de ayuda técnica sea de la mayor utilidad, la metodología contempla la colaboración de tecnólogos, médicos especialistas y de los propios pacientes.

Siguiendo las reglas de esta filosofía de trabajo se han implementado un total de 6 interfaces humano-máquina diferentes (4 interfaces aferentes y 2 interfaces eferentes) y 5 sistemas de ayuda técnica con diferentes propósitos. Entre éstos pueden citarse sistemas tan diversos como: el control de un ordenador personal, ayuda a la movilidad del paciente, la realización de tareas de rehabilitación, aplicaciones de entretenimiento, sistemas de monitorización y vigilancia, ayuda al diagnóstico y sistemas de sustitución sensorial.

Los resultados obtenidos con los sistemas implementados en diferentes pruebas realizadas por pacientes y sujetos de control, siguiendo protocolos específicos diseñados para tal fin, ponen de manifiesto las prestaciones de los equipos desarrollados y su utilidad en distintas tareas para diferentes sectores de la población discapacitada.

Dada la extensión del trabajo de investigación y aportaciones innovadoras realizadas, en este apartado se realizará un desglose de las conclusiones alcanzadas sobre los distintos interfaces y sistemas desarrollados, así como de la bondad de la metodología propuesta en esta Tesis Doctoral.

### 6.1 Acerca de la terminología y la metodología propuesta

Esta Tesis Doctoral ha propuesto una nueva clasificación para las interfaces humano-máquina, definiéndolas como aferentes y eferentes. Esta definición procede de la función que

realizan dichas interfaces y tiene su origen en la extrapolación de los términos biológicos aferente y eferente. Esta terminología, propuesta y aplicada a lo largo de esta Tesis, ha reflejado su utilidad y robustez y, por tanto, se ha concluido que es adecuada y coherente para el ámbito de las Tecnologías de Rehabilitación (TR). Así pues, las interfaces que se encargan de captar información del cuerpo humano y transmitirla a un núcleo electrónico central se han denominado interfaces aferentes. Por otro lado, aquellas interfaces que generan señales en un determinado núcleo y las transmiten hacia el exterior para la excitación de algún sistema biológico han sido denominadas interfaces eferentes. Como ya se indicó en el *Capítulo 1: Introducción*, el uso de esta nomenclatura define y supone una analogía conveniente entre los términos empleados en TR, anatomía humana y biología.

La metodología presentada en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema* se centra en las necesidades del paciente y abarca todo el proceso de diseño, construcción y puesta a punto de una interfaz humano-máquina o un sistema TR para la realización de una determinada función, así como su posible comercialización. Para este cometido, se han definido seis pasos:

1. Identificación de la necesidad a cubrir de manera colaborativa entre pacientes, médicos especialistas y tecnólogos. Estas necesidades constituyen el objetivo principal que debe alcanzarse.
2. Transformación de las necesidades en especificaciones de diseño que deberá cumplir el dispositivo en función de los recursos y el diagnóstico.
3. Planteamiento, a nivel teórico, de implementaciones concretas de la solución aprovechando las especificaciones anteriores. Estos diseños deben analizarse detalladamente para conocer todas las ventajas e inconvenientes que pueden aparecer así como la viabilidad de su realización, a nivel técnico y económico.
4. Construcción y prueba de los dispositivos que constituyen la solución, tras la validación de los diseños previamente desarrollados. Se debe poner en marcha todo el hardware y software necesario para obtener una completa y adecuada funcionalidad del sistema.
5. Realización de pruebas sobre pacientes y sujetos de control y obtención de resultados para comprobar las bondades del equipo y apreciar las ventajas relativas que ofrece a ambos tipos de usuario. Estas pruebas deberían conseguir una evaluación del dispositivo y sus resultados se utilizarán como realimentación para mejorar las prestaciones del equipo en funcionamiento.
6. Normalización y comercialización de los equipos.

Estos seis pasos están destinados a obtener un proceso de fabricación lo más eficiente posible, contando con la participación de pacientes, médicos especialistas en rehabilitación y tecnólogos debidamente formados en las áreas de interés. Gran parte de las tareas que deben realizarse en el desarrollo completo de un dispositivo TR recaen sobre un tecnólogo e investigador formado en las áreas de interés: telecomunicaciones, electrónica e ingeniería biomédica.

La metodología presentada, finalmente, ha demostrado su utilidad y operatividad a la hora de diseñar e implementar diferentes dispositivos TR. Además, el amplio abanico de sistemas desarrollados ha revelado, haciendo más patente si cabe su utilidad, una universalización de la metodología independientemente de la aplicación o interfaz que se haya construido.

Las interfaces humano-máquina diseñadas, y en consecuencia los sistemas TR, deben cumplir una serie de requisitos de diseño y en todos los casos pueden definirse una serie de

parámetros para conseguir realizar una comparativa entre diferentes soluciones. En esta Tesis se han definido un total de siete aspectos para realizar una comparativa de las interfaces que se pretenden desarrollar: adaptación al usuario, correcta elección de las capacidades remanentes utilizadas, fiabilidad de la interfaz, capacidad, rapidez y coste de procesado, comodidad y coste. De este modo, siempre que se pretenda diseñar un dispositivo de interacción humano-máquina éstos serán los parámetros de estudio y, en la metodología diseñada, siempre primarán las necesidades del paciente así como el control de éste sobre el sistema.

## 6.2 Acerca de las interfaces y los sistemas TR

Esta Tesis Doctoral aporta un conjunto de prototipos cuyo desarrollo justifica la metodología establecida y muestra la experiencia adquirida a lo largo del trabajo de investigación. Esta metodología queda reflejada en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema* donde se han presentado brevemente las diferentes interfaces y sistemas que se han implementado. Todos ellos, incluidas sus innovaciones, se explican detalladamente en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*. Las interfaces aferentes desarrolladas incluyen: adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas, adquisición de señales biomecánicas, reconocimiento de imágenes y reconocimiento de voz. Las interfaces eferentes implementadas están orientadas a la estimulación del usuario con diferentes objetivos: electroestimulador funcional y estimulador sensorial visual y táctil. Además, se presentan los resultados conseguidos con estas interfaces y sistemas en el *Capítulo 5: Resultados*.

### 6.2.1 Interfaces

La primera de las interfaces presentadas, el equipo de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas, admite gran variedad de biopotenciales a su entrada, ya que incorpora diferentes etapas para adaptar el acondicionamiento de la señal. En el capítulo 4 se ha explicado en detalle la estructura de cada canal, incidiendo en sus parámetros fundamentales y en los elementos innovadores. Este módulo de adquisición ha sido desarrollado para conseguir flexibilidad tanto en la ganancia otorgada a la señal como en la frecuencia de corte paso-alto obtenida. Para ello se han incluido y analizado las siguientes etapas: amplificador de instrumentación, filtro paso-alto y filtro paso-bajo. Además, se permite el uso de diferentes juegos de electrodos activos y pasivos. El filtro paso-alto presenta una estructura novedosa que hace posible escoger mediante software un adecuado conjunto de ganancias y frecuencias de corte. En el caso de las frecuencias de corte, se han logrado valores extremadamente pequeños que son, técnicamente, muy difíciles de conseguir y se ha hecho sin perder las características necesarias en otros aspectos clave, como el control de niveles parásitos de continua. Adicionalmente, se han incluido las medidas de seguridad que requiere un equipo electromédico para evitar daños de choque eléctrico en el usuario, barreras de aislamiento galvánico, y dispositivos supresores de transitorios para evitar daños por sobretensión en la electrónica. Con este sistema se han realizado pruebas de especificación que han permitido caracterizar completamente el equipo; concretamente se ha estudiado su respuesta en frecuencia, la estabilidad de *offset* a la salida, la estabilidad térmica y el ruido presente a la salida. Para este cometido se han realizado tanto cálculos teóricos como pruebas prácticas con el fin de que la caracterización fuera lo más completa posible. Además, se ha realizado una comparativa entre

seis circuitos integrados de *opamp* diferentes. Los resultados conseguidos han reflejado un comportamiento óptimo del circuito en cuanto a su respuesta en frecuencia, correspondiéndose con la teórica esperada. El *offset* de salida es estable en el circuito diseñado siempre y cuando se utilicen amplificadores operacionales con entrada FET, debido a su baja corriente de polarización. Al tratarse de un sistema que se utilizará a temperatura ambiente y no sufrirá grandes variaciones térmicas, su comportamiento es adecuado, aunque si se quiere conseguir una alta estabilidad térmica pueden utilizarse circuitos integrados más específicos, como el AD8643, mencionado en el capítulo 5. No obstante, a partir de las pruebas realizadas se ha concluido que *opamps* más genéricos, como el TL084, presentan un comportamiento adecuado a las especificaciones requeridas. El ruido presente a la salida del sistema no presenta grandes variaciones al realizar cambios en el filtro paso-alto o en los amplificadores operacionales ya que depende, fundamentalmente, del nivel de ruido en la primera etapa de amplificador de instrumentación. Se concluye, finalmente, que el circuito completo, utilizando los integrados TL084, presenta un comportamiento que cumple las especificaciones y unos costes bastante inferiores.

En lo que respecta a las interfaces adaptadas a la discapacidad motora severa, se han presentado sistemas de detección de señales biomecánicas y de reconocimiento de imágenes. Se han explicado con suficiente detalle las interfaces construidas para la detección de guiños utilizando diferentes métodos, aunque, en todos los casos, basados en el movimiento ocasionado en el músculo orbicular, *orbicularis oculi*, durante la realización de guiños. Los tres métodos descritos, detección por reflexión de la luz, por comparación de patrones y mediante vibración, precisan diferentes circuitos de acondicionamiento y formas de procesado utilizando, en todos los casos, la plataforma Arduino. Todos estos sensores se han mecanizado sobre una estructura basadas en unas gafas convencionales, usadas como soporte. Adicionalmente, en algún caso, es necesario incluir un elemento adicional para obtener una completa y efectiva respuesta, por ejemplo en el caso del sensor de reflexión de luz es necesario utilizar una pegatina bicolor (negra y blanca). La respuesta de las interfaces ha sido probada experimentalmente en el laboratorio de investigación y las interfaces se han integrado en sistemas funcionales para TR.

En el caso del dispositivo de reconocimiento de imágenes, se ha diseñado un sistema capaz de detectar el movimiento realizado por el usuario con la cabeza, mediante la localización de una región de interés definida en el entorno ocular y el posterior seguimiento de dicha región mediante procesado de imagen. También se ha conseguido un funcionamiento óptimo de la herramienta como interfaz, aunque el nivel de procesado necesario aumenta considerablemente y no es suficiente el uso de la plataforma Arduino, empleada en las anteriores interfaces, debiendo usarse un ordenador portátil. La ventaja que presentan las interfaces construidas empleando la estructura de gafas, frente al reconocimiento de imágenes, es que los sistemas son más simples, y emplean elementos más pequeños y manejables. Esto permite conseguir una mayor portabilidad del equipo completo si se utiliza una tecnología inalámbrica de comunicaciones con el sistema externo que se desea controlar, ya sea cualquier sistema domótico, robótico o un ordenador personal. Por otro lado, el sistema de cámara, aunque requiere que ésta enfoque directamente la cara del usuario en todo momento, no requiere llevar encima ningún dispositivo y, por ello, en principio, la comodidad será más elevada. Teniendo en cuenta los parámetros de usabilidad recomendados para las interfaces: que los sistemas sean suficientemente portables, fiables, ligeros computacionalmente y, además, la posibilidad de poder ser usados en el control de diferentes dispositivos, ya sean ordenadores personales, sistemas de movilidad o elementos domóticos, se ha optado por utilizar la interfaz de detección

## CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES

de guiños. Concretamente, los sistemas basados en reflexión de la luz y detección de patrones han resultado ser los más adecuados, ya que, tras un primer ajuste y calibración necesaria, han presentado la fiabilidad más elevada.

La tercera de las interfaces presentadas se corresponde con un dispositivo de reconocimiento de voz. La interfaz construida presenta una parte hardware de acondicionamiento de la señal acústica recibida, encargándose de amplificar y adecuar la señal de salida del micrófono. El circuito de acondicionamiento está basado en un circuito integrado comercial y permite seleccionar diferentes parámetros de interés de la señal. El conseguir un correcto funcionamiento ha requerido efectuar una serie de ensayos experimentales para ajustar el sistema de reconocimiento hasta obtener una respuesta óptima. En lo que respecta a la parte software, se han reutilizado soluciones existentes, concretamente el sistema de reconocimiento integrado en el navegador Chrome, se han incorporado herramientas de configuración de los patrones a detectar y se ha incluido la posibilidad de manejar un sistema externo conectado de forma inalámbrica mediante el puerto serie. Los resultados obtenidos han sido positivos, con tasas de acierto del 88% a una distancia de 50 cm y del 73% para distancias superiores a 2 m. Dichos resultados se presentan de forma detallada en el apartado 5.3.1, tras aplicar la interfaz a una muestra de la población de sujetos de control, como parte del protocolo de pruebas del sistema de sustitución sensorial.

En lo que respecta a las interfaces eferentes, se ha construido un equipo de electroestimulación funcional que permite la estimulación de ocho canales diferentes, es decir, permite a un usuario con una determinada discapacidad o disfunción poder controlar ocho de sus músculos o grupos musculares relacionados, permitiéndole la realización de movimientos imposibles de conseguir sin estimulación externa. El objetivo fundamental del equipo de electroestimulación es la bipedestación del usuario y se han sintetizado diferentes señales para conseguirlo, pero, además, se han implementado otras funcionalidades relacionadas con la estimulación muscular rehabilitadora. En el entorno del laboratorio se han realizado pruebas de electroestimulación en sujetos de control, consiguiéndose de forma efectiva la contracción de grupos musculares requeridos para la bipedestación, en concreto el cuádriceps.

Por otra parte, la interfaz eferente de estimulación sensorial visual y táctil permite la estimulación del usuario y su empleo en tareas de sustitución sensorial. La interfaz desarrollada incorpora actuadores de estimulación en cada uno de los dedos. El diseño es completamente funcional y el prototipo ha sido construido en forma de guante, permitiendo un completo manejo de la mano y los dedos así como la realización de actividades diarias. El software necesario para su funcionamiento se ha incluido en un *sketch* para la plataforma Arduino y, recibe los comandos por puerto serie mediante una conexión inalámbrica Bluetooth. Esta interfaz se ha combinado directamente con la interfaz de reconocimiento de voz para conseguir un sistema completo de sustitución sensorial y su empleo en personas con cófosis o una combinación de cófosis y ceguera. Se ha obtenido un conjunto de resultados utilizando esta interfaz, detallados en el apartado 5.3.2, que han ofrecido información muy relevante. Con la interfaz se consigue satisfactoriamente la función de estimulación sensorial, visual y táctil, para la que ha sido diseñada; no obstante, se ha comprobado en este trabajo que si se realizan estimulaciones simultáneas en más de dos dedos de la mano, pueden aparecer problemas para discriminar la orden concreta, aunque estas dificultades desaparecen tras un entrenamiento adecuado. La tasa de aciertos alcanzada por los sujetos de control bajo prueba utilizando la interfaz eferente se sitúa en el 77% considerando los aciertos de los tres intentos consecutivos, siendo del 54% para el primer intento.

## 6.2.2 Sistemas completamente funcionales desarrollados para TR

Entre los sistemas TR implementados, se ha realizado una adaptación del nuevo sistema de adquisición de señales construido por el autor de esta Tesis a la plataforma de entrenamiento neuromuscular UVa-NTS, mejorando la versión desarrollada en anteriores trabajos del grupo de investigación. Basado en las herramientas *espacio* y *MioPong* incorporadas en la citada plataforma, se ha desarrollado un protocolo de rehabilitación específico dirigido a personas con lesión medular a nivel C7, el cual se centra en el estudio de los músculos del antebrazo: flexor y extensor del carpo. Siguiendo este protocolo, se han realizado pruebas con un total de 5 pacientes con lesión medular, un paciente con distrofia muscular y 16 sujetos de control. Tras la realización de los ejercicios propuestos con la herramienta *espacio* se ha concluido que todos los sujetos bajo estudio pueden llevar a cabo acciones que requieran realizar repeticiones de un mismo esfuerzo y que, además, se consigue un alto grado de aprendizaje; este hecho es muy importante ya que cualquier paciente o sujeto de control podría utilizar el sistema de señales bioeléctricas para comandar un determinado dispositivo. En el caso de la herramienta *MioPong*, los resultados revelan que los sujetos de control tienen una mayor flexibilidad y agilidad para conseguir niveles de esfuerzo diferentes, aunque los pacientes, tanto lesionados medulares como con distrofia muscular, presentan una evolución positiva en los resultados de pruebas sucesivas.

Se ha construido un sistema de movilidad adaptado basado en una silla de ruedas eléctrica comercial y adoptando una solución universal de control para cualquier silla de ruedas gobernada por *joystick*. Este sistema permite que personas con una movilidad muy reducida pueden llegar a controlar una silla de ruedas eléctrica comercial. Para ello se han construido diferentes interfaces adaptadas operativas, apartado 4.2, que permiten comandar el sistema de movilidad con guiños voluntarios del usuario. En el caso concreto del sistema de movilidad, sería posible incluir cualquier otro tipo de interfaz, siempre y cuando, se sigan las convenciones fijadas en el diseño respecto a las conexiones y las señales definidas para su correcto funcionamiento. El sistema desarrollado finalmente, basado en el control electromecánico del *joystick* con dos servomotores, es muy fiable, de bajo coste, muy rápido, presenta un nivel de procesado bajo, está basado en un microcontrolador y, adicionalmente, permite su adaptación a cualquier *joystick*. El hecho de poder adaptarlo a cualquier *joystick* de control de silla de ruedas, y que este método de guiado (*joystick*) esté muy estandarizado y universalizado, convierte el sistema de control electromecánico del mismo en una solución útil y viable para su uso en la mayoría de las sillas de ruedas comerciales, independientemente de la electrónica que incorporen y su protocolo particular de funcionamiento dependiente del fabricante. Empleando el sistema de movilidad se han realizado pruebas en 16 sujetos de control, tras el diseño de un protocolo específico. El protocolo incluye la realización de un circuito complejo donde deben utilizarse todas las funcionalidades del sistema y completar un formulario con preguntas y valoraciones. En las pruebas prácticas, el sistema de movilidad ha demostrado su efectividad, robustez y facilidad de manejo. En consecuencia, los usuarios experimentan un rápido aprendizaje, el cual ha quedado demostrado puesto que el 75% de los sujetos estudiados mejoraba el tiempo de realización del circuito en pruebas sucesivas. Adicionalmente, las encuestas realizadas ratifican las conclusiones obtenidas a partir de los resultados prácticos, consiguiéndose una valoración global de 4,44 sobre 5.

Partiendo de las interfaces basadas en guiños, también se ha construido un sistema de vigilancia y telepresencia empleando un robot específico. Se trata de un robot que se maneja remotamente en el entorno de un hogar adaptado para un discapacitado motor severo, aunque el diseño puede extenderse a otros ámbitos diferentes del de las TR. La principal utilidad de este



## CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES

sistema, utilizado con una interfaz adaptada a la discapacidad del sujeto, es poder tener completa información de las diferentes dependencias del hogar, por ejemplo para el control de elementos domésticos o vigilar la presencia de intrusos. La segunda utilidad permite a un familiar o a un cuidador, a través un acceso remoto, el poder conocer mediante imágenes el estado del paciente, que se encuentra localizado en un sitio remoto. Las dos funcionalidades han sido correctamente implementadas y probadas por sujetos de control, en el entorno del laboratorio de investigación, obteniendo unos resultados satisfactorios.

Por otra parte, se ha implementado un sistema de comunicación aumentativa adaptado a discapacitados motores y utilizando las interfaces de detección de movimientos biomecánicos. El sistema de comunicación aumentativa permite al usuario con alto grado de discapacidad utilizar todas las funcionalidades de un ordenador personal mediante aplicaciones de control del ratón y el teclado. Sumadas a las tareas de interfaz como sustitución de los periféricos del ordenador, se han incluido diferentes funcionalidades al sistema; por ejemplo, el módulo de entrenamiento desarrollado permite al usuario entrenarse virtualmente en el guiado de sillas de ruedas, mediante una aplicación de simulación del movimiento, para estudiar la viabilidad económica de la adquisición de la silla o, simplemente, habituarse a su manejo sin peligro de choques físicos. También se ha desarrollado un módulo para el control automático de elementos domésticos, aún en fase de pruebas. Además, el software desarrollado permite guardar y gestionar, en una base de datos, la información de configuración de diferentes usuarios para conseguir una completa adaptabilidad y funcionalidad del sistema a éstos. En las pruebas preliminares con el sistema de comunicación aumentativa, realizadas en un entorno controlado de laboratorio, se han conseguido resultados positivos que permitirán avanzar en el desarrollo de este sistema.

Como último desarrollo TR, se ha presentado un sistema de sustitución sensorial para personas con cófosis, que también puede ser utilizado por personas que tengan cófosis y ceguera. Además, el uso puede extenderse a personas no discapacitadas, por ejemplo, aquellas que desarrollen actividades en entornos ruidosos y deban coordinarse mientras trabajan con un supervisor externo o para la recepción de un número reducido de instrucciones partiendo de un idioma desconocido. El equipo está basado en dos de las interfaces presentadas en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, las cuales son, la interfaz aferente de reconocimiento de voz y la interfaz eferente de estimulación sensorial. La primera de las interfaces se encarga de traducir información auditiva, tanto palabras como patrones seleccionados, en información visual y táctil codificada y dirigida a la segunda interfaz que la canalizará hacia los actuadores activos situados en los dedos de la mano y se influirá en la frecuencia de actuación de éstos. Cabe la pena destacar que la arquitectura del sistema presentado permite intercambios de interfaces, tanto eferente como aferente, para adaptarla a las posibles necesidades de cada potencial usuario. Para comprobar el correcto funcionamiento y su aplicabilidad, se han realizado pruebas en 18 sujetos de control. Concretamente se ha diseñado un protocolo para llevar a cabo pruebas independientes con cada una de las interfaces que componen el sistema: interfaz aferente de reconocimiento de voz e interfaz eferente de estimulación sensorial. Este protocolo incluye pruebas prácticas con ambas interfaces y la contestación a un cuestionario. Los resultados demuestran un funcionamiento satisfactorio de cada una de las interfaces por separado así como integradas en el sistema completo. La interfaz aferente, como se ha comentado, presenta un comportamiento muy bueno a distancias de 50 cm, con un 88% de aciertos, y aceptable para distancias superiores a 2 m, con un 73% de aciertos. Por otro lado, con la interfaz eferente se ha obtenido una tasa de acierto, ya

comentada, del 77% considerando los aciertos de los tres intentos consecutivos, en la muestra de sujetos de control. La encuesta de valoración confirma los resultados y la satisfacción de los usuarios, ya que se obtiene una alta valoración de la idea (4,89 sobre 5), la codificación de las órdenes (4 sobre 5) y la comodidad de la interfaz (4,22 sobre 5).

### **6.3 Aportaciones del autor**

Un trabajo tan extenso como el presentado en esta Tesis Doctoral es fruto tanto del trabajo individual del autor como de la colaboración con otras personas en el desarrollo de los sistemas. Esta colaboración ha permitido obtener prototipos funcionales y realizar pruebas con usuarios, lo cual ha aportado una experiencia investigadora más completa. Abordar individualmente todos los trabajos mostrados no es viable, además de contraproducente para obtener resultados y no sería consecuente con la metodología de trabajo propuesta para TR en cuanto a colaboración y participación interdisciplinar.

La colaboración en los desarrollos ha supuesto que el autor haya actuado de forma directa, tanto resolviendo problemas en el laboratorio como organizando el desarrollo de las diferentes interfaces presentadas en esta Tesis. Es deseo del autor concretar en qué términos se ha reflejado la participación investigadora en los diferentes trabajos y desarrollos que se han presentado en esta Tesis.

#### **6.3.1 Interfaz aferente: señales bioeléctricas**

El dispositivo de adquisición, tanto el sistema de acondicionamiento como la interfaz USB, ha sido diseñado e implementado íntegramente por el autor de estas líneas bajo la dirección de los doctores directores del trabajo. Se han incluido una serie de mejoras novedosas aprovechando anteriores diseños desarrollados en el grupo de investigación. Entre estas mejoras se incluyen los dos diseños operativos para un filtro paso-alto configurable en ganancia y frecuencia de corte, los cuales presentan altas prestaciones en términos de niveles parásitos de continua bajos, flexibilidad en la configuración, así como un reducido número de componentes. Fruto de este sistema se han realizado publicaciones tanto en revista como en congresos en las cuales el autor ha participado como co-autor activo junto con los directores del trabajo. Adicionalmente, el autor ha realizado todas las pruebas de especificación presentadas a lo largo del *Capítulo 5: Resultados* (ver sección 5.1.1).

#### **6.3.2 Interfaces aferentes: señales biomecánicas y reconocimiento de imágenes**

El autor de este trabajo ha participado activamente en el desarrollo de todas las interfaces adaptadas para discapacidad motora severa. De esta forma, ha sido diseñador del sistema de detección sobre la estructura de gafas junto con los directores de la Tesis, ha participado activamente en la implementación y supervisión del hardware de todo el sistema. Además, ha participado en el diseño y desarrollo del software de procesado necesario para un correcto funcionamiento de estos dispositivos. El autor ha co-dirigido dos proyectos fin de carrera sobre esta temática y ha sido co-autor de 4 publicaciones: en revista, ponencias en congresos y capítulos de libro sobre las interfaces adaptadas y sus aplicaciones.

### **6.3.3 Interfaz aferente: reconocimiento de voz**

El autor de este trabajo ha diseñado y seleccionado los componentes necesarios para el sistema de reconocimiento de voz. Además, ha implementado la placa de circuito impreso y ha realizado la puesta a punto del dispositivo. Adicionalmente, ha especificado las funcionalidades del software necesario y ha participado en las tareas de diseño y desarrollo del mismo.

### **6.3.4 Interfaz eferente: estimulación funcional**

En lo que respecta al hardware del electroestimulador funcional desarrollado en el grupo de investigación, el autor ha participado tanto en el diseño de diferentes partes, como en la implementación de las placas de circuito impreso. Además, ha sido el encargado de poner en funcionamiento todo el equipo realizando las pruebas de funcionamiento de las diferentes etapas, siendo necesarias complejas pruebas parciales y una amplia revisión de la electrónica empleada. La parte software ha sido diseñada por el autor junto con los directores del trabajo y ha realizado la supervisión del desarrollo del código implementado en el microcontrolador. En la temática propuesta el autor ha co-dirigido un proyecto fin de carrera.

### **6.3.5 Interfaz eferente: estimulación sensorial**

Atendiendo al estimulador sensorial desarrollado, el autor ha diseñado y construido íntegramente el guante utilizado como interfaz con todos los actuadores, tanto visuales como táctiles. En el diseño hardware se incluye la adaptación necesaria a la plataforma Arduino para conseguir una completa funcionalidad del dispositivo. En lo que respecta al software, el autor ha participado activamente en el diseño e implementación del código en colaboración con otros compañeros del grupo de investigación.

### **6.3.6 Plataforma UVa-NTS: adaptación**

Para el caso de la plataforma UVa-NTS, el autor ha realizado la adaptación del módulo de comunicaciones incluyendo la posibilidad de conectar la interfaz de adquisición expuesta en el apartado 4.1, además de todos los elementos necesarios para conseguir una completa configuración del equipo. Los trabajos realizados con la plataforma UVa-NTS han generado diferentes publicaciones, incluyendo revistas y congresos, en las que el autor de este trabajo ha participado como co-autor.

Adicionalmente, el autor ha realizado las pruebas, siguiendo el protocolo diseñado en colaboración con médicos especialistas, a la muestra de la población de sujetos de control y a un paciente con distrofia muscular. Tras la realización de estas pruebas, el autor realizó el análisis de los resultados obtenidos en las tres poblaciones presentadas (ver secciones 5.1.3, 5.1.4, 5.1.5, 5.1.6 y 5.1.7).

### **6.3.7 Sistema de movilidad**

Centrando la atención en el sistema movilidad completo, el autor participó en el desarrollo del primer prototipo de control electrónico de la silla de ruedas. En lo que respecta al prototipo de control electromecánico, el autor ha participado en el diseño del prototipo, teniendo la idea final novedosa para el control mediante el sistema de biela y dos servomotores,

desarrollando el dispositivo final junto con los directores del trabajo. Adicionalmente, se implicó en el desarrollo del software necesario en el dispositivo de procesado y en la implementación del sistema de detección de obstáculos. Además, definió el protocolo de pruebas y realizó éstas en sujetos de control para comprobar que eran capaces de utilizar el sistema satisfactoriamente y estudiar su capacidad de aprendizaje (ver sección 5.2). El autor co-dirigió un proyecto fin de carrera que incluía trabajo asociado al sistema de movilidad, ha participado como co-autor en diversas publicaciones, revistas y capítulos de libros, ha impartido una conferencia divulgativa invitada sobre el tema en la Universidad de Alcalá y ha aparecido en los medios de comunicación presentando el sistema en dos ocasiones.

### **6.3.8 Sistema de vigilancia y telepresencia**

El sistema de vigilancia se ha desarrollado en el seno del grupo de investigación y el autor ha participado activamente en el diseño e implementación de todo el sistema. Además, ha co-dirigido un proyecto fin de carrera ubicado en esta línea de investigación y ha sido co-autor de un capítulo del libro *Mobile Robots* sobre el tema de esta línea de investigación.

### **6.3.9 Sistema de comunicación aumentativa**

El autor de este trabajo ha diseñado e implementado la parte hardware, y ha especificado y supervisado el desarrollo del software del sistema de comunicación aumentativa. Adicionalmente, el autor ha co-dirigido un proyecto fin de carrera con contenidos del sistema de comunicación aumentativa.

### **6.3.10 Sistema de sustitución sensorial**

En lo que respecta al sistema de sustitución sensorial desarrollado, como ya se ha indicado, es una combinación directa mediante un canal de comunicaciones de dos de las interfaces expuestas anteriormente: la interfaz aferente de reconocimiento de voz y la interfaz eferente de estimulación sensorial. La solución final fue diseñada por el autor junto con los directores de la Tesis y, además, éste se encargó de la implementación de la misma.

Finalmente, el autor realizó pruebas en 18 sujetos de control y analizó los resultados obtenidos con el sistema completo de sustitución sensorial (ver sección 5.3).

## **6.4 Compendio**

A lo largo de esta Tesis Doctoral se ha realizado un amplio trabajo en el ámbito de las Tecnologías de Rehabilitación (TR). Para ello se ha desarrollado una metodología basada en las necesidades del paciente y que involucra a equipos multidisciplinares de especialistas médicos y tecnólogos. La metodología ha sido puesta en práctica en el desarrollo de seis interfaces y cinco sistemas de ayuda técnica TR completos.

Las interfaces desarrolladas incluyen cuatro aferentes que permiten obtener señales del paciente y dos eferentes para estimulación funcional y/o sensorial. Los sistemas TR, basados en las interfaces, permiten la realización de tareas de rehabilitación, de control de dispositivos externos, de ayuda al diagnóstico o, simplemente, de entretenimiento. Las interfaces y equipos implementados han sido probados en pacientes y sujetos de control, demostrando un funcionamiento correcto y revelando su utilidad en las tareas de interés.

Por lo tanto, tras la investigación realizada en esta Tesis Doctoral, es necesario seguir trabajando en las líneas presentadas, así como en el desarrollo de nuevas interfaces y sistemas TR, con el fin de alcanzar más funcionalidades y mejorar la calidad de vida de la población de interés.

## 6.5 Líneas futuras

La labor de ingeniero investigador en el ámbito de las TR es, por naturaleza, una tarea inconclusa. A la consecución de los primeros logros en desarrollos técnicos y pruebas en sujetos deben seguir labores de perfeccionamiento y obtener objetivos de tipo comercial, si procede.

En consonancia con la metodología de trabajo presentada en esta Tesis habría que abordar las siguientes acciones, que en parte ya están siendo llevadas a cabo:

1. Aplicación de los desarrollos realizados a un mayor número de sujetos de control y pacientes. De especial interés sería hacer mayor hincapié en el desarrollo de ensayos en aquellas interfaces o sistemas TR que han sido probados en menor medida o, únicamente, en el entorno del laboratorio de investigación.
2. Mejorar los aspectos de funcionamiento necesarios, así como la fiabilidad y la robustez de los dispositivos tras la fase pruebas controladas en el laboratorio.
3. Puesta a disposición de los pacientes discapacitados de los sistemas para comprobar el funcionamiento en el contexto real de trabajo, es decir, bajo unas condiciones de uso cotidianas y en el ambiente de vida del paciente.
4. Extracción de realimentación sobre el uso por pacientes para mejorar algunos aspectos del diseño hardware y software, con el fin de conseguir un dispositivo más adecuado para la realización de las funciones objetivo, cumpliendo los factores clave explicados en la Tesis.
5. Realización de nuevas publicaciones científicas sobre las interfaces y sistemas TR desarrollados, incluyendo los resultados obtenidos en las etapas anteriores.
6. Promoción de los desarrollos seleccionados, por su mayor impacto y utilidad, como productos de mercado por parte de la Universidad. En este punto habría que incluir los procesos de normalización, así como la comercialización de los equipos.

Finalmente, habría que destacar que, tal y como se ha comentado, la labor del ingeniero investigador en TR es inconclusa y, en muchos casos, se producen solapamientos en el desarrollo de diferentes sistemas y dispositivos. Por lo tanto, también habría que seguir trabajando en el diseño e implementación de nuevas interfaces y sistemas TR siguiendo la metodología propuesta y que consigan resolver tareas de interés para la población discapacitada, especialmente aquellas que actualmente no están solventadas.



## Referencias

- [1] “Laboratorio de electrónica y bioingeniería”. Disponible en: <http://www.biolab.tel.uva.es>. Última visita: marzo 2013.
- [2] Martínez Matheus, M; Ríos Rincón, A “Las tecnologías en rehabilitación - Una aproximación conceptual”, Revista Ciencias de la Salud, Universidad del Rosario, Volume 4, Number 2, pp. 98-108, Diciembre 2006.
- [3] Bronzino, J.D “The Biomedical Engineering Handbook”, CRC Press, 1995.
- [4] Verdonck, P “Advances in Biomedical Engineering”, Elsevier, 2008.
- [5] Pallàs Areny, R “Adquisición y distribución de señales”, Ed. Marcombo-Boixareu, España, 1993.
- [6] Mompín Poblet, J et al. “Introducción a la bioingeniería”, Ed. Marcombo-Boixareu, España, 1988.
- [7] Reinaldo Perez, M.R. “Design of medical electronic devices”, Ed. Elsevier Science and Technology, United Kingdom, 2002.
- [8] MettingVanRijn, A.C; Peper, A; Grimbergen, C.A “Amplifiers for bioelectric events: a design with a minimal number of parts”, Medical & Biological Engineering & Computing, Volume 32, pp. 305-310, May 1994.
- [9] MeetingVanRijn, A.C; Peper, A; Grimbergen, C.A “The Isolation Mode Rejection Ratio in Bioelectric Amplifiers”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 38, Number 11, pp. 1154-1157, November 1991.
- [10] Cook, B.J; Long, J.B; Owens, D “An inexpensive solid state amplifier for measuring bioelectric potentials”, Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Physiology, Volume 40, Number 1, pp. 385-386, October 1971.
- [11] Cheney, P.D; Kenton, J.D; Thompson, R.W; Mckiernan, B.J; Lininger, R.E; Trank, J.W “A low-cost, multi-channel, EMG signal processing amplifier”, Journal of Neuroscience Methods, Volume 79, pp. 123-127, January 1998.
- [12] Jorgovanovic, N; Petrovic, R; Dosen, S; Popovic, B.D “A novel ac-amplifier for electrophysiology: active dc suppression with differential to differential amplifier in the feedback-loop”, Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Volume 4, pp. 3328- 3331, October 2001.
- [13] Gosselin, B; Sawan, M; Chapman, C.A “A low-power integrated bioamplifier with active low-frequency suppression”, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Volume 1, Number 3, pp. 184-192, September 2007.
- [14] Grimbergen, C.A; MettingVanRijn, A.C; Kuiper, A.P; Honsbeek, R.H; Speijer, K; Peper, A “DC rejection and deblocking in multichannel bioelectric recordings”, Proceedings of the 17<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Volume 2, pp. 1665-1666, September 1995.

- [15] Spinelli, E.M; Pallàs-Areny, R; Mayosky, M.A “AC-coupled front-end for biopotential measurements”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 56, Number 3, pp. 391-395, March 2003.
- [16] Pallàs-Areny, R; Colominas, J; Rosell, J “An improved buffer for bioelectric signals”, IEEE Transactions on biomedical engineering, Volume 36, Number 4, pp. 490-493, April 1989.
- [17] Degen, T; Loeliger, T “An improved method to continuously monitor the electrode-skin impedance during bioelectric measurements”, Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology (EMBS 2007), pp. 6294-6297, August 2007.
- [18] Van Helleputte, N; Tomasik, J.M; Galjan, W; Mora-Sanchez, A; Schroeder, D; Krautschneider, W.H; Puers, R “A flexible system-on-chip (SoC) for biomedical signal acquisition and processing”, Sensors and Actuators A: Physical, Volume 142, Number 1, Special Issue: Eurosensors XX 20th European conference on Solid-State Transducers-Eurosensors 2006, pp 361-368, March 2008.
- [19] Xiu, L; Li, Z “Low-Power Instrumentation Amplifier IC Design for ECG System Applications”, Procedia Engineering - 2012 International Workshop on Information and Electronics Engineering (IWIEE), Volume 29, pp. 1533-1538, March 2012.
- [20] Fuchs, B; Vogel, S; Schroede, D “Universal application-specific integrated circuit for bioelectric data acquisition”, Medical Engineering & Physics, Volume 24, Number 10, pp. 695-701, December 2002.
- [21] Coppola, R; Morga, N.T “Multi-channel amplifier system for computerized topographic EEG analysis”, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Volume 67, pp. 191-193, August 1987.
- [22] Li, H; Xu, S; Yang, P; Chen L “A research and design on surface emg amplifier”, Proceedings of the 2010 International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, Volume 1, pp.306-309, March 2010.
- [23] Lin, A; Zhang, X; Huang, H; Yang, Q “Design and implementation of an embedded system for neural-controlled artificial legs”, IEEE Workshop on Health Care Management, pp. 1-6, February 2010.
- [24] Qi, Y; Wei, L; Wang, H “A Comparison of Instrumentation Amplifiers in Bioelectric Acquisition System”, Proceedings of the 3<sup>rd</sup> International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI 2010), Volume 4, pp. 1369-1372, October 2010.
- [25] Perreault, E.J; Hunter, I.W; Kearney, R.E “Quantitative analysis of four EMG amplifiers”, Journal of Biomedical Engineering, Volume 15, Number 5, pp. 413-419, September 1993.
- [26] Spinelli, E.M; Martínez, N.H; Mayosky, M.A “A single supply biopotential amplifier”, Medical Engineering & Physics, Volume 23, Number 3, pp. 235-238, April 2001.
- [27] Spinelli, E.M; Martínez, N; Mayosky, M.A; Pallàs-Areny, R “A novel fully differential biopotential amplifier with DC suppression”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 51, Number 8, pp. 1444-1448, August 2004.
- [28] Degen, T; Torrent, S; Jäckel, H. “Low-noise two-wired buffer electrodes for bioelectric amplifiers”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 54, Number 7, pp. 1328-1332, July 2007.
- [29] Ananth, R.S; Lee, E.K “Design of a low-power, implantable electromyogram amplifier”, Proceedings of the 2004 International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS'04), Volume 4, pp. IV 9-12, May 2004.
- [30] Rydygier, P; Fiutowski, T; Dabrowski, W “Design of a low noise, low power, high dynamic range amplifier-filter circuit for recording neural signals using multielectrode arrays”, Proceedings of the 16th International Conference Mixed Design of Integrated Circuits and Systems (MIXDES 2009), pp. 242-247, June 2009.



## REFERENCIAS

- [31] Degen, T; Jäckel, H “A pseudodifferential amplifier for bioelectric events with dc-offset compensation using two-wired amplifying electrodes”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 53, Number 2, pp. 300-310, February 2006.
- [32] Hughes, E; Bell, A “A wireless surface electromyography system”, Proceedings of the IEEE SoutheastCon 2007, pp. 253-253, March 2007.
- [33] Bruno Caparelli, T “Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG”, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidad Federal de Uberlândia, March 2007.
- [34] Farnsworth, B.D; Triolo, R.J; Young, D.J; “Wireless implantable EMG sensing microsystem”, Proceedings of the 7<sup>th</sup> IEEE International Sensors Conference 2008, pp. 1245-1248, October 2008.
- [35] Farnsworth, B.D; Taylor, D.M; Triolo, R.J; Young, D.J “Wireless in vivo EMG Sensor for intelligent prosthetic control”, Proceedings of the 15<sup>th</sup> IEEE Conference on Solid-state Sensors, Actuators and Microsystems, pp. 358-361, June 2009.
- [36] Youn, W; Kim, J “Development of a compact-size and wireless surface emg measurement system”, Proceedings of the ICCAS-SICE International Joint Conference, pp. 1625-1628, August 2009.
- [37] Kawakami, G; Nishida, Y; Mizoguchi, H “In situ measurement of playing children by wireless wearable electromyography”, Proceedings of the 6<sup>th</sup> IEEE International Conference on Sensors (Sensors 2007) pp. 993-996, October 2007.
- [38] Ayyagari, D; Fu, Y; Xu, J; Colquitt, N “Smart personal health manager: a sensor ban application”, Proceedings of the 6<sup>th</sup> IEEE Conference on Consumer Communications and Networking Conference, pp. 23-24, January 2009.
- [39] Chan, U.F; Chan, W.W; Pun, S.H; Vai M.I; Mak, P.U “Flexible implementation of front-end bioelectric signal amplifier using fpa for telemedicine system”, Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE-EMBS, pp. 3721-3724, August 2007.
- [40] Austerlitz, H “Data Acquisition Techniques Using PCs”, Ed. Academic Press, United States, 2002.
- [41] Sörnmo, L; Laguna, P “Bioelectric signal processing in cardiac and neurologic applications”, Ed. Elsevier, 2005.
- [42] Muthuswamy, J; Thakor, N.V “Spectral analysis methods for neurological signals”, Journal of Neuroscience Methods, Volume 83, Number 1, pp. 1-14, 1998.
- [43] Soylu, A.R. “Assessment of repeatability of surface electromyography signals by singular value decomposition”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 18, Number 4, pp. 690-694, August 2008.
- [44] Rodríguez-Carreño, I; Malanda-Trigueros, A; Gila-Useros, L; Navallas-Irujo, J; Rodríguez-Falces, J “Filter design for cancellation of baseline-fluctuation in needle EMG recordings”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Volume 81, Number 1, pp. 79-83, January 2006.
- [45] Xu, Z; Xiao, S “Digital filter design for peak detection of surface EMG”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 10, Number 4, pp. 275-281, August 2000.
- [46] Loizou, P “Signal-processing techniques for cochlear implants”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Volume 18, Number 3, pp. 34-46, May-June 1999.
- [47] Hu, Y; Mak, J.N; Luk, K.D “Effect of electrocardiographic contamination on surface electromyography assessment of back muscles”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 1, pp. 145-156, February 2009.
- [48] Ghaeb, N “Simulation Study for electrocardiography contamination in surface electromyography”, Proceedings of 2008 IEEE Cairo International Biomedical Engineering Conference, pp. 1-3, December 2008.

- [49] Ebbie Selva Vijila, C; Kezi Selva Kumar, C “Cancellation of ECG in electromyogram using back propagation network”, Proceedings of International Conference on Advances in Recent Technologies in Communication and Computing (ARTCom '09), pp. 630-634, October 2009.
- [50] Raphisak, P; Schuckers, S.C; de Jongh Curry, A “An algorithm for EMG noise detection in large ECG data”, Computers in cardiology, Volume 31, pp. 369-372, September 2004.
- [51] Panych, L.P; Wada, J.A; Beddoes, M.P “Practical digital filters for reducing EMG artefact in EEG seizure recordings”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Volume 72, Number 3, pp. 268-276, March 1989.
- [52] Murguialday, A.R; Soares, E; Bribaumer, N “Upper limb EMG artifact rejection in motor sensitive BCIs”, Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 1-6, September 2010.
- [53] Florestal, J.R; Mathieu, P.A; McGill, K.C “Automatic decomposition of multichannel intramuscular EMG signals”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 1, pp. 1-9, February 2009.
- [54] DeMichele, G.A; Troya, P.R “Stimulus-resistant neural recording amplifier”, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003, Volume 4, pp. 3329-3332, September 2003.
- [55] Xiaodong, Z; Haojie, L “Study on measurement and processing technology of electromyography”, Proceedings of the 8th IEEE International Conference in Electronic Measurement and Instruments, pp. 3-1033-3-1036, August 2007.
- [56] Bogey, R.A; Barnes, L.A; Perry, J “Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during gait”, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 73, pp. 835-841, September 1992.
- [57] Sueaseenak, D; Chanwimalueang, T; Sangworasil, M; Pintavirooj, C “An Eigen Based Feature on Time-Frequency Representation of EMG” Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Computing and Communication Technologies, pp. 1-6, July 2009.
- [58] Ma, N; Kumar, D.K; Pah, N “Classification of hand direction using multi-channel Electromyography by neural network”, Proceedings of the 7<sup>th</sup> Australian and New Zeland Intelligent Information System Conference, pp. 405-410, November 2001.
- [59] Yoshikawa, M; Mikawa, M; Tanaka, K “Real-time hand motion estimation using EMG signals with support vector machines”, Proceedings of the 2006 SICE-ICASE International Joint Conference, pp. 593-598, October 2006.
- [60] Lan, Y; Yao, J; Dewald, J.P.A “The impact of shoulder abduction loading on EMG-based intention detection of hand opening and closing after stroke”, Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4136-4139, September 2011.
- [61] Huang, H; Kuiken, T.A; Lipschutz, R.D “A Strategy for Identifying Locomotion Modes using surface electromyography”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 56, Number 1, pp. 65-73, February 2009.
- [62] Rouffet, D.M; Hautier, C.A “EMG normalization to study muscle activation in cycling”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 18, Number 5, pp. 866-878, October 2008.
- [63] Vannozzi, G; Conforto, S; D'Alessio, T “Automatic detection of surface EMG activation timing using a Wavelet Transform based method”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 4, pp. 767-772, August 2009.
- [64] Knapp, R.B; Lusted, H.S “A real-time digital signal processing system for bioelectric control of music”, Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustic Speech and Signal Processing, Volume 5, pp. 2493-2495, April 1988.

## REFERENCIAS

- [65] Pullan, A; Cheng, L; Yassi, R; Buist, M “Modelling gastrointestinal bioelectric activity”, *Progress Biophysics and Molecular Biology*, Volume 85, pp. 523-550, July 2004.
- [66] Hamilton-Wright, A; Stashuk, D.W “Physiologically based simulation of clinical EMG signals”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 52, Number 2, pp. 171–183, February 2005.
- [67] Kaplanis, P.A; Pattichis, C.S; Hadjileontiadis, L.J; Roberts, V.C; “Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 1, pp. 157-171, February 2009.
- [68] Gabriel, D.A; Kamen, G “Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 3, pp. 437-448, June 2009.
- [69] Enck, P; Vodusek, D.B “Electromyography of pelvic floor muscles”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 16, Number 6, pp. 568-577, December 2006.
- [70] Maduria, A; Wilson, S.E “Lumbar position sense with extreme lumbar angle”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 4, pp. 607-613, August 2009.
- [71] Schumann, N.P; Bongers, K; Guntinas-Lichius, O; Scholle, H.C “Facial muscle activation patterns in healthy male humans: a multi-channel surface EMG study”, *Journal of neuroscience methods*, Volume 187, Number 1, pp. 120-128, March 2010.
- [72] Holtermann, A; Roeleveld, K; Mork, P.J; Grönlund, C; Karlsson, J.S; Andersen, L.L; Olsen, H.B; Zebis, M.K; Sjøgaard, G; Søgaard, K “Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 5, pp. 896-902, October 2009.
- [73] Takada, H; Shiozawa, T; Takada, M; Iwase, S; Miyao, M “Evaluating indices of age-related muscle performance by using surface electromyography”, *Proceedings of the 31<sup>st</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp 6271-6275, September 2009.
- [74] Yang, D; Zhao, J; Gu, Y; Jiang, L; Liu, H “Estimation of hand grasp force based on forearm surface EMG” *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pp. 1795-1799, August 2009.
- [75] Staudenmann, D; Kingma, I; Daffertshofer, A; Stegeman, D; van Dieën, J “Heterogeneity of muscle activation in relation to force direction: a multi-channel surface electromyography study on the triceps surae muscle” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 5, pp. 882-895, October 2009.
- [76] Castelline, C; Fiorilla, A. E; Sandini, G “Multi-subject/daily-life activity EMG-based control of mechanical hands”, *Journal of Neuroengineering and rehabilitation*, Volume 6, Number 41, November 2009.
- [77] Greber, B; Barker, J; Scheme, E; Englehart, K; Hutcinson, D “Continuous detection and decoding of dexterous finger flexions with implantable myoelectric sensors”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 18, Number 4, pp. 424-432, August 2010.
- [78] Ghasemzadeh, H; Jafari, R; Prabhakaran, B “A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multimodal interpretation of muscular activities”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Volume 14, Number 2, pp. 198-206, March 2010.
- [79] Soylu, A.R; Arpinar-Avsar, P “Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 20, Number 4, pp. 773-776, August 2010.
- [80] Soo, Y; Sugi, M; Nishino, M; Yokoi, H; Arai, T; Kato, R ; Nakamura, T ; Ota, J “Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction”, *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2975-2978, September 2009.

- [81] Jianguo, Z; Haiyan, S; Qiang, X; Taoran, L; Fang, W “Study on Muscle Fatigue of Human Body Based on Surface Electromyography”, Proceedings of the 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, pp. 1-3, October 2009.
- [82] Yang, Z.G; Kumar, D.K; Arjunan, S.P “Mechanomyogram for identifying muscle activity and fatigue”, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 408-411, September 2009.
- [83] Fernandez.Peña, E; Lucertini, F; Ditrolio, M “A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling” Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 3, pp. e162-e170, June 2009.
- [84] Bieuzen, F; Leppers, R; Verduyssen, F; Hausswirth, C; Brisswalter, J “EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence” Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 17, Number 6, pp. 731-738, December 2009.
- [85] Chapman, A; Vicenzino, B; Blanch, P; Knox, J; Hodges, P “Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: Repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography” Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 1, pp. 108-117, February 2010.
- [86] Bercier, S; Halin, R; Ravier, P; Kahn, J; Jouanin, J; Lecoq, A; Buttelli, O “The vastus lateralis neuromuscular activity during all-out cycling exercise”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 5, pp. 922-930, October 2009.
- [87] Shin, G; D’Souza, C “EMG activity of low back extensor muscles during cyclic flexion/extension”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 4, pp. 742-749, August 2010.
- [88] Kumar, S “EMG in rotation–flexion of the torso”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 6, pp. 1136-1154, December 2010.
- [89] Wulf, G; Dufek, J.S; Lozano, L; Pettigrew, C “Increased jump height and reduced EMG activity with an external focus”, Human movement science, Volume 29, Number 3, pp. 440-448, April 2010.
- [90] Watanabe, K; Akima, H “Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 4, pp. 661-666, August 2010.
- [91] Smolinga, J.M; Myers, J.B; Redfern, M.S; Lephart, S.M “Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 20, Number 1, pp. e1-e9, February 2010.
- [92] Trask, C; Teschke, K; Morrison, J; Johnson, P; Village, J; Koehoom, M “EMG estimated mean, peak, and cumulative spinal compression of workers in five heavy industries”, International Journal of Industrial Ergonomics, Volume 40, Number 4, pp. 448-454, July 2010.
- [93] Marusiak, J; Jaskólska, A; Kisiel-Sajewicz, K; Yue, G.H; Jaskólski, A “EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 5, pp. 903-914, October 2009.
- [94] Guedes, L.U; Parreira, V.F; Diório, A.C.M; Goulart, F; Andrade, A.D; Britto, R.R “Electromyographic activity of sternocleidomastoid muscle in patients with Parkinson's disease”, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Number 4, pp. 591-597, August 2009.
- [95] Hossen, A; Muthuraman, M; Raethjen, J; Deuschl, G; Heute, U “Discrimination of Parkinsonian tremor from essential tremor by implementation of a wavelet-based soft-decision technique on EMG and accelerometer signals”, Biomedical Signal Processing and Control, Volume 5, Number 3, pp. 181-188, July 2010.
- [96] Rocon, E; Ruiz, A.F; Belda-Lois, J.M; Moreno, J.C; Pons, J.L; Raya, R; Ceres, R “Diseño, desarrollo y validación de dispositivo robótico para la supresión del temblor patológico”, Revista

## REFERENCIAS

- Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, Volumen 5, Número 2, pp. 79-92, Abril 2008.
- [97] Mak, J.N.F; Hu, Y; Luk, K.D.K “ICA-based ECG removal from Surface Electromyography and its effect on Low Back Pain Assessment”, Proceedings of the 3rd international IEE/EMBS Conference on Neural Engineering, pp. 646-649, May 2007.
- [98] Beglarian, G; Asrian, N “Peculiarities of cerebral hemodynamics and brain bioelectric activity in patients with hyperprolactinemia”, Georgian Medical News, Volume 152, pp. 41-44, November 2007.
- [99] Skolimowski, J; Winiarski, S, Anwajler, J; Skolimowska, B; Barczyk, K; Dudek, K “Bioelectric activity of selected muscle groups in people with impingement syndrome”, Acta of Bioengineering and biomechanics, Volume 11, Number 1, pp. 37-45, 2009.
- [100] Yilmaz, O.O; Senocak, O; Sahin, E; Baydar, M; Gulbahar, S; Bircan, C; Alper, S “Efficacy of EMG-biofeedback in knee osteoarthritis”, Rheumatology International, Volume 30, Number 7, pp. 887-892, May 2010.
- [101] Sacco, I. C; Akashi, P.M; Hennig, E. M “A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls”, BMC musculoskeletal disorders, Volume 11, pp. 1-9, February 2010.
- [102] Abásolo Baz, D.E; Hornero Sánchez, R; Espino Hurtado, P; Alonso Alonso, A “Análisis no lineal de la señal de electroencefalograma (EEG) para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer”, ESalud, Volume 2, pp. 1-11, 2006.
- [103] Hornero, R; Alonso, A; Castro, J.P; López, M “Wavelet transform improves epilepsy diagnosis”, Vision Systems Design, Volume 2, Number 11, pp. 10-12, 1997.
- [104] Hornero, R; Alonso, A; Espino, P; López, M “Estimating complexity from EEG background activity of epileptic patients”, IEEE Engineering in medicine and biology magazine, Volume 18, Number 6, pp. 73-79, December 1999.
- [105] Jimeno, N; Jimeno, A; Alonso, A; Segovia, E; Vargas, M.L “Basic symptoms and cognitive disorders in schizophrenic patients”, Neurology, Psychiatry and Brain Research, Volume 4, pp. 171-178, 1996.
- [106] Hornero, R; Alonso, A; Jimeno, N; Jimeno, A; López, M “Estimation of correlation dimension to evaluate cognitive performance in schizophrenic patients using a new computer technique”, Nonlinear Dynamics, Psychology and Life Sciences, Volume 3, Number 1, pp. 49-63, January 1999.
- [107] Hornero, R; Alonso, A; Jimeno, N; Jimeno, A; López, M “Nonlinear analysis of time series generated by schizophrenic patients and control subjects”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Volume 18, Number 3, pp. 84-90, May 1999.
- [108] Jimeno, N; Jimeno, A; Hornero, R; Alonso, A; Espino, P “The test of random rhythm generation and neuropsychological performance in schizophrenic patients”, Neurology, Psychiatry and Brain Research, Volume 7, Number 3, pp. 137-142, 1999.
- [109] Azanza, M.J; Calvo, A.C; del Moral, A “50 Hz Sinusoidal magnetic field induced effects on the bioelectric activity of single unit neurone cells”, Journal of Magnetism and Magnetic Materials, Volumes 226-230, Part 2, pp. 2101-2103, May 2001.
- [110] Fernández, M; Pallás-Areny, R. “A comprehensive model for power-line interference in biopotential measurements”, Proceedings of the 16<sup>th</sup> IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference (IMTC/99), pp 573-578, May 1999.
- [111] Zhang, A; Pang, X; Yuan, P “Study on effects of bioelectric parameters of rats in electromagnetic radiation of HV transmission line”, Journal of biomedical engineering, Volume 24, Number 1, pp. 157-161, February 2007.

- [112] Lebedeva, N.N; Sulimov, A.V; Sulimova, O.P; Kotrovskaya, T.I; Gailus, T “Cellular phone electromagnetic field effects on bioelectric activity of human brain”, *Critical reviews in biomedical engineering*, Volume 28, Number 1-2, pp. 323-337, 2000.
- [113] Kalpakcioglu, B; Candir, F; Bernateck, M; Gutenbrunner, C; Fischer, M.J “Does local immersion in thermo-neutral bath influence surface EMG measurements? Results of an experimental trial”, *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, Volume 19, Number 6, pp. e550-e553, December 2009.
- [114] Fratini, A; Cesarelli, M; Bifulco, P; Romano, M “Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 4, pp. 710-718, August 2009.
- [115] Mesin, L; Merletti, R; Rainoldi, A “Surface EMG: The issue of electrode location”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 5, pp. 719-726, October 2009.
- [116] Mercer, J.A; Bezodis, N; DeLion, D; Zachry, T; Rubley, M.D “EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 16, Number 2, pp. 198-204, April 2006.
- [117] Huang, H; Zhou, P; Li, G; Kuiken, T.A “An analysis of EMG electrode configuration for targeted muscle reinnervation based neural machine interface”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 16, Number 1, pp. 37-45, February 2008.
- [118] Nishihara, K; Kawai, H; Gomi, T; Terajima, M; Chiba, Y “Investigation of optimum electrode locations by using an automatized surface electromyography analysis technique”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 55, Number 2, pp. 636-642, February 2008.
- [119] Beck, T.W; Housh, T.J; Cramer, J.T; Weir, J.P “The effects of interelectrode distance over the innervation zone and normalization on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus concentric, eccentric, and isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 2, pp. 219-231, April 2009.
- [120] Campanini, I; Merlo, A; Degola, P; Merletti, R; Vezzosi, G; Farina, D “Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 17, Number 4, pp. 515-526, August 2006.
- [121] Beck, T; Housh, T; Cramer, J; Stout, J; Ryan, E; Herda, T; Costa, P; Defreitas, J “Electrode placement over the innervation zone affects the low-, not the high-frequency portion of the EMG frequency spectrum”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 19, Number 4, pp. 660-666, August 2009.
- [122] Besio, W.G; Cao, H; Zhou, P “Application of tripolar concentric electrodes and prefeature selection algorithm for brain-computer interface”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 16, Number 2, pp. 191-194, April 2008.
- [123] Finsterer, J “Effect of needle-EMG on blood-pressure and heart-rate”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 14, Number 2, pp. 283-286, April 2004.
- [124] Schmidt, H; Shakouri, A; Isaacson, M.S; Kang, S.M “Roles of bioelectronics for quality of life”, *Proceedings of the 32nd European Solid-State Circuits Conference (Invited Paper)*, pp. 33-41, September 2006.
- [125] Prange, G.B; Jannink, M.J.A; Groothuis-Oudshoorn, C.G.M; Hermens, H.J; Ijzerman, M.J “Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke”, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 43, Number 2, pp. 171-184, April 2006.
- [126] Dipietro, L; Ferraro, M; Palazzolo, J.J; Krebs, H.I; Volpe B.T; Hoga, N “Customized interactive robotic treatment for stroke EMG-triggered therapy”, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Volume 13, Number 3, pp. 325-334, September 2005.

## REFERENCIAS

- [127] Song, R; Tong, K.Y; Hu, X.L; Tsang, S.F; Li, L “The therapeutic effects of myoelectrically controlled robotic system for persons alter stroke – A pilot study”, Proceedings of the 28<sup>th</sup> IEEE EMBS Annual International Conference 2006, pp. 4945-4948, September 2006.
- [128] Song, R; Tong, K; Hu, X; Li, L “Assistive control system using continuous myoelectric signal in robot-aided arm training for patients after stroke”, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Volume 16, Number 4, pp. 371-378, August 2008.
- [129] Colombo, R; Pisano, F; Micera, S; Mazzone, A; Delconte, C; Carrozza, M.C; Dario, P; Minuco, G “Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients”, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Volume 13, Number 3, pp. 311-324, September 2005.
- [130] Hu, X.L; Tong, K.Y; Song, R; Zheng, X.J; Leung, W.W.F “A randomized controlled trial on the recovery process of wrist rehabilitation assisted by electromyography (EMG)-driven robot for chronic stroke”, Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2009, pp. 28-33, June 2009.
- [131] Li, R; Hu, X.L; Tong, K.Y “Combined electromyography(EMG)-driven system with functional electrical stimulation (FES) for poststroke rehabilitation”, Proceedings of the 2nd IEEE RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics 2008, pp. 642-646, October 2008.
- [132] Krebs, H.I; Volpe, B.T; Williams, D; Celestino, J; Charles, S.K; Lynch, D; Hogan, N “Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation”, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Volume 15, Number 3, pp. 327-335, September 2007.
- [133] Birch, B, Haslam, E; Heerah, I; Dechev, N; Park, E.J “Design of a continuous passive and active motion device for hand rehabilitation”, Proceedings of the 30th Annual International IEEE EMBS Conference 2008, pp. 4306-4309, August 2008.
- [134] Dawson, M.R; Carey, J.P; Fahimi, F “Myoelectric training systems”, Expert review of medical devices, Volume 8, Number 5, pp. 581-589, September 2011.
- [135] De la Rosa, R; Alonso, A; Carrera, A; Durán, R; Fernández, P “Man-machine interface system for neuromuscular training and evaluation based on emg and mmg signals”, Sensors, Volume 10, Number 12, pp. 11100-11125, December 2010.
- [136] De la Rosa, R; Alonso, A; de la Rosa, S; Abásolo, D “Myo-Pong: a neuromuscular game for the uva-neuromuscular training system platform”, Proceedings of Virtual Rehabilitation 2008, pp. 61-61, August 2008.
- [137] Rezazadeh, I.M; Firoozabadi, M; Hu, H; Golpayegani, M.R.H “Co-adaptive and affective human-machine interface for improving training performances of virtual myoelectric forearm prosthesis”, IEEE Transactions on Affective Computing, Early access article, pp. 1-32, 2012.
- [138] Rezazadeh, I.M; Firoozabadi, M; Golpayegani, M.R.H; Hu, H “Controlling a virtual forehand prosthesis using an adaptive and affective human-machine interface”, Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS 2011, pp. 4128-4131, September 2011.
- [139] Liu, Y.H; Huang, H.P “Towards a high-stability EMG recognition system for prosthesis control: a one-class classification based non-target EMG pattern filtering scheme”, Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp. 4752-4757, October 2009.
- [140] Su, Y; Wolczowski, A; Fisher, M.H; Bell, G.D; Burn, D; Gao, R “Towards an EMG controlled prosthetic hand using a 3D electromagnetic positioning system”, Proceedings of the IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference 2005, pp. 261-266, May 2005.
- [141] Su, Y; Fisher, M.H; Wolczowski, A; Duncan Vell, G; Burn, D.J; Gao, R.X “Towards an EMG-controlled prosthetic hand using a 3-D electromagnetic positioning system”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Volume 56, Number 1, pp. 178-186, February 2007.
- [142] Micera, S; Citi, L; Rigosa, J; Carpaneto, J; Raspopovic, S; di Pino, G; Rossini, L; Yoshida, K; Denaro, L; Dario, P; Rossini, P.M “Decoding information from neural signals recorded using

- intraneural electrodes: toward the development of a neurocontrolled hand prosthesis”, Proceedings of the IEEE, Volume 98, Number 3, pp. 407-417, March 2010.
- [143] Alonso Alonso, A; Hornero Sánchez, R; Espino Hurtado, P; de la Rosa Steinz, R; Liptak, L “Myoelectric prostheses trainer for hand and arm amputees. Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano”, *Mapfre medicina*, Volume 13, pp. 11-19, 2002.
- [144] Zhao, J; Jiang, L; Shi, S; Cai, H; Liu, H; Hirzinger, G “A five-fingered underactuated prosthetic hand system”, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pp.1453-1458, June 2006.
- [145] Zhao, D.W; Jiang, L; Huang, H; Jin, M.H; Cai, H.G; Liu, H “Development of a multi-DOF anthropomorphic prosthetic hand”, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2006 (ROBIO '06), pp.878-883, December 2006.
- [146] Ceres, R; Pons, J.L., Calderón, L; Moreno, J “La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand”, *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, Volumen 5, Numero 2, pp. 60-68, Abril 2008.
- [147] Wege, A; Zimmermann, A “Electromyography Sensor Based Control for a Hand Exoskeleton” Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2007, pp. 1470-1475, December 2007.
- [148] Ma, S; Moussa, M “An intelligent grasping system for applications in prosthetic hands”, Proceedings of the 2008 IEEE Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC 2008), pp.1-5, December 2008.
- [149] Chen, L; Yang, P; Zu, L; Guo, X “Movement recognition by electromyography signal for transfemoral prosthesis control”, Proceedings of the 4th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, pp. 1127-1132, May 2009.
- [150] Li G; Schultz A. E; Kuiken T.A “Quantifying pattern recognition-based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses”, *IEEE Transactions Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 18, Number 2, pp. 185-92, April 2010.
- [151] Zhen, Z; Zhen, W; Songli, Y; Yanan, Z; Jinwu, Q “Research on control of an exoskeletal ankle with surface electromyography signals”, Proceedings of the IEEE 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2008, pp. 1301-1304, May 2008.
- [152] Kiguchi, K; Imada, Y “EMG-based control for lower-limb power-assist exoskeletons”, *IEEE Workshop on Robotic Intelligence in Informationally Structured Space*, pp. 19-24, April 2009.
- [153] Bureau, M; Eizmendi, G; Olaiz, E; Zabaleta, H; Medina, J; Pérez, M “Intention detection based exoskeleton for gait neurorehabilitation”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 203-210, Madrid (Spain), April 2007.
- [154] Artemiadis, P. K; Kyriakopoulos, K.J “EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embeddings”, *IEEE Transactions on Robotics*, Volume 26, Number 2, pp. 393-398, April 2010.
- [155] Artemiadis, P. K; Kyriakopoulos, K.J “An EMG-Based robot control scheme robust to time-varying EMG signal features”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Volume 14, Number 3, pp. 582-588, February 2010.
- [156] Gonzalez Villarruel, J.E; Tovar Corona, B “Proposal for a remote surgery system based on wireless communications, emg and robotics”, Proceedings of the 2008 Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference, pp. 93-98, October 2008.
- [157] Sawan, M; Gosselin, B; Coulombe, J “Learning from the primary visual cortex to recover vision for the blind by microstimulation”, *NORCHIP*, pp. 1-4, November 2008.
- [158] Zeng, F.G; Rebscher, S; Harrison, W; Sun, X; Feng, H “Cochlear Implants: System Design, Integration and Evaluation”, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Volume 1, pp. 115-142, December 2008.



## REFERENCIAS

- [159] Kim G; Asakura Y; Okuno R; Akazawa K “Tactile substitution system for transmitting a few words to a prosthetic hand user”, Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27<sup>th</sup> Annual Conference, pp. 6908-6911, Shangai (China), September 2005.
- [160] Fujimoto, T; Kodabashi, A; Usui, M; Takeuchi, K; Otsubo, T; Nakamura, K; Higashi, Y; Kose, K; Tanaka, H; Sekine, M; Tamura, T, “Normal human brain processing of cold stimulation observed by magneto-encephalography”, Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Special Topic Conference in Information Technology Applications in Biomedicine (ITAB 2007), pp. 8-11, November 2007.
- [161] Haber-Olguin, A; Quintero-López, J “Dispositivo electrónico simulador del código Braille con interfase multimedia interactiva”, Revista Mexicana de Oftalmología, Volumen 79, Numero 1, pp. 32-36, Febrero 2005.
- [162] González, F.J; Gutiérrez, J.A; Picón, A; Isasi, A; Domínguez, A; y Idígoras, I “Portable system for reading display panels”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 229-234, Madrid (Spain), April 2007.
- [163] Hin, A.F.T; Mohamad, E.J “The wireless notification system for the hearing impaired”, Sensors & transducers, Volume 69, Number 7, pp. 606-614, July 2006.
- [164] TactIC Interfaz Táctil para Sordociegos, Proyecto Tactic TSI-020100-2009-639. Disponible en <http://innovation-labs.com/tactic>. Última visita: marzo 2013.
- [165] Cameirão, M.S; Bermúdez i Badia, S; Duarte, E; Frisoli, A; Verschure, P.F.M.J “The combined impact of virtual reality neurorehabilitation and its interfaces on upper extremity functional recovery in patients with chronic stroke”, Stroke – Journal of the American Heart Association, Volume 43, Number 10, pp. 2720-2728, October 2012.
- [166] Escobar, S.O; Reta, J.M; Taberning, C.B “Platform for evaluation of control strategies of functional stimulators through the EMG of the same stimulated muscle”, IEEE Latin America Transactions, Volume 8, Number 1, pp. 17-22, March 2010.
- [167] Kosaka, M; Wood, D; Swain, I, “FES control design for paraplegia using indoor rowing machine”, WRI Global Congress on Intelligent Systems 2009 (GCIS '09), pp. 127-132, May 2009.
- [168] Hussain, Z; Yahaya, S.Z; Boudville, R; Ahmad, K.A; Mohd Noor, M.H “Self adaptive neuro-fuzzy control of fes-assisted paraplegics indoor rowing exercise”, Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering, pp. 7-11, November 2011.
- [169] Hakansson, N.A; Hull, M.L “Muscle Stimulation Waveform Timing Patterns for Upper and Lower Leg Muscle Groups to Increase Muscular Endurance in Functional Electrical Stimulation Pedaling Using a Forward Dynamic Model”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 56, Number 9, pp. 2263-2270, September 2009.
- [170] Hart, R.L; Kilgore, K.L; Peckham, P.H “A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Volume 6, Number 2, pp. 208-218, June 1998.
- [171] Komiyama, C; Saito, E; Tomita, Y; Honada, S “Hybrid FES Orthosis for Standing up in Paraplegia”, Proceedings of the 10<sup>th</sup> Instrumentation and Measurement Technology Conference 1994 (IMTC/94), Volume 2, pp. 575-578, May 1994.
- [172] Kobetic, R; Triolo, R.J; Marsolais, E.B “Muscle Selection and Walking Performance of Multichannel FES Systems for Ambulation in Paraplegia”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Volume 5, Number 1, pp. 23-29, March 1997.
- [173] Kobetic, R; Curtis, S; Schnellenberger, J.R; Audu, M.L; Bulea, T.C; Gaudio, R; Pinault, G; Tashman, S; Triolo, R.J “Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury”, Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 46, Number 3, pp. 447-462, 2009.
- [174] Altera Corporation, “Implementing a Cost-Effective Human-Machine Interface for Home Appliances”, White paper, July 2009.

- [175] Maxwell, K.J “Human-Computer Interface Design Issues”, The Biomedical Engineering Handbook, pp. 2263-2277, CRC press – IEEE press, 1995.
- [176] Fehr, L; Langbein, W.E; Skaar, S.B “Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: a clinical survey”, Journal of Rehabilitation Research and Development, Volume 37, Number 3, pp. 353-360, June 2000.
- [177] Stepp, C.E; Heaton, J.T; Rolland, R.G; Hillman, R.E “Neck and face surface electromyography for prosthetic voice control after total laryngectomy”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Volume 17, Number 2, pp. 146-155, March 2009.
- [178] Rezazadeh, I.M; Wang, X; Firoozabadi, M; Golpayegani, M. R. H “Using affective human-machine interface to increase the operation performance in virtual construction crane training system: A novel approach”, Automation in Construction, Volume 20, Number 3, pp. 289-298, May 2011.
- [179] Jorge, C.A.F; Mol, A.C.A; Pereira, C.M.N.A; Aghina, M.A.C; Nomiya, D.V “Human-system interface based on speech recognition - application to a virtual nuclear power plant control desk”, Progress in Nuclear Energy, Volume 52, Number 4, pp. 379-386, May 2010.
- [180] Mazo, M; Rodríguez, F.J; Lázaro, J.L; Ureña, J; Gracia, J.C; Santiso, E; Revenga, P; García, J.J “Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control”, Autonomous Robots, Volume 2, Number 3, pp. 203-224, September 1995.
- [181] Simpson, R.C; Levine, S.P “Adaptive Shared Control of a Smart Wheelchair Operated by Voice Control”, Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS '97), Volume 2, pp. 622-626, September 1997.
- [182] Murai, A; Mizuguchi, M; Nishimori, M; Sayito, T; Osaka, T; Konishi, R “Voice Activated Wheelchair with Collision Avoidance Using Sensor Information”, Proceedings of the ICROS-SICE International Joint Conference 2009, pp. 4232-4237, August 2009.
- [183] Úbeda, A; Azorín, J.M; Iáñez, E; Sabater, J.M “Interfaz de seguimiento ocular basado en visión artificial para personas con discapacidad”, Proceedings of the III International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2009), pp. 25-33, May 2009.
- [184] Pérez, E; Soria, C; Mut, V; Nasisi, O; Freire bastos, T “Interfaz basada en visión aplicada a una silla de ruedas robótica”, Proceedings of the III International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2009), pp. 33-44, May 2009.
- [185] Hu, Z; Li, L; Luo, Y; Zhang, Y; Wei, X “A novel intelligent wheelchair control approach based on head gesture recognition”, Proceedings of the 2010 International Conference on Computer Application and System Modeling (ICCSM 2010), Volume 6, pp. 159-163, October 2010.
- [186] Teixidó, M; Guillamet, A; Pallejà, T; Tresanchez, M; Palacín, J; Fernández del Viso, A; Rebate, C “Implementación del ratón virtual HeadMouse como herramienta de mejora de la accesibilidad a las TIC”, Proceedings of the IV International Congress on Design, Research Networks, and Technology for All (DRT4all2011), pp.433-442, June 2011.
- [187] Freire Bastos, T; Ferreira, A; Cardoso Celeste, W; Cruz Calieri, D; Sarcinelli Filho, M; de la Cruz, C “Silla de ruedas robótica multi-accionada inteligente con capacidad de comunicación”, Proceedings of III International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2009), pp. 45-52, May 2009.
- [188] Baklouti, M; Couvet, S; Monacelli, E “Intelligent camera interface (ICI): a challenging hmi for disabled people”, Proceedings of the 1st International Conference on Advances in Computer-Human Interaction, pp. 21-25, February 2008.
- [189] Wei, L; Hu, H “EMG and Visual based HMI for hands-free control of an intelligent wheelchair”, Proceedings of the 8th World Congress on Intelligent Control and Automation, pp. 1027-1032, July 2010.

## REFERENCIAS

- [190] Úbeda, A; Azorín, J.M; Iáñez, E; Sabater, J.M “Interfaz de seguimiento ocular basado en visión artificial para personas con discapacidad”, Proceedings of the III International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2009), pp. 25-33, May 2009.
- [191] De Santis, A; Iacoviello, D “Robust real time eye tracking for computer interface for disabled people”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Volume 96, Number 1, pp. 1-11, October 2009.
- [192] Betke, M; Gips, P; Fleming, P “The camera mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Volume 10, Number 1, pp. 1534-4320, March 2002.
- [193] Chalechale, A; Safari, F; Nagdy, G; Premaratne, P “Hand posture analysis for visual-based human-machine interface”, Proceedings of the 2005 Australian Pattern Recognition Society Workshop on Digital Image Computing (WDIC2005), pp. 91-96, February 2005.
- [194] Barea, R; Boquete, L; Rodriguez-Ascariz, J.M; Ortega, S; López, E. “Sensory system for implementing a human-computer interface based on electrooculography”, Sensors, Volume 11, Number 1, pp. 310-328, January 2011.
- [195] Barea, R; Boquete, L; Mazo, M; López, E “System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Volume 10, Number 4, pp. 209-218, December 2002.
- [196] Kuo, C; Chan, Y; Chou, H; Siao, J “Eyeglasses based electrooculography human-wheelchair interface”, Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp. 4746 - 4751, October 2009.
- [197] Kim-Tien, N; Truong-Thanh, N “Using Electrooculogram and Electromyogram for powered wheelchair”, Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1585-1590, December 2011.
- [198] Yoshida, M; Itou, T; Nagata, J “Development of EMG controlled mouse cursor”, Proceedings of the Second Joint EMBS-BMES. 24<sup>th</sup> Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society, Volume 3, p. 2436, October 2002.
- [199] Tamura, H; Manabe, T; Tanno, K; Fuse, Y “The electric wheelchair control system using surface-electromyogram of facial muscles”, Proceedings of the 2010 World Automation Congress (WAC), pp. 1-6, September 2010.
- [200] Ferreira, A; Cardoso Celeste, W; Freire Bastos-Filho, T; Sarcinelli-Filho, M; Auat Cheein, F; Carelli, R “Development of interfaces for impaired people based on EMG and EEG”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 187-196, April 2007.
- [201] Rezazadeh, I.M; Firoozabadi, S.M; Hu, H; Golpayegani, M.R.H “A novel human-machine interface based on recognition of multi-channel facial bioelectric signals”, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, Volume 34, Number 4, pp. 497-513, December 2011.
- [202] Aso, S; Sasaki, A; Hashimoto, H; Ishii, C “Driving Electric Car by Using EMG Interface”, Proceedings of the 2006 IEEE Conference on Cybernetics and Intelligent Systems, pp. 1-5, June 2006.
- [203] Xiang, C; Lantz, V; Kong-Qiao, W; Zhang-Yan, Z; Xu, Z; Ji-Hai, Y “Feasibility of Building Robust Surface Electromyography-based hand gesture interfaces”, Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, pp. 2983-2986, September 2009.
- [204] LaBarge, E; Fortunati, J; Sullivan, M; Bartels, N; Zhang, R; Sun, Y “Comparison between two control algorithms for EMG-based navigation”, Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Cioengineering Conference, pp. 1-2, March 2010.

- [205] Millán, J. del R; Carmena, J.M; “Invasive or noninvasive: understanding brain-machine interface technology”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Volume 29, Number 1, pp. 16-22, January 2010.
- [206] Lenhart, A; Koper, M; Ritter, H.J “An Adaptive P300-Based Online Brain computer interface”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Volume 16, Number 2, pp. 121-130, April 2008.
- [207] Ferreira, A; Silva, R.L; Celeste, W.C; Bastos Filho, T.F; Sarcinelli Filho, M “Human-machine interface based on muscular and brain signals applied to a robotic wheelchair”, *Journal of Physics: Conference Series*, Volume 90, pp. 1-8, 2007.
- [208] Iturrate, I; Escolano, C; Antelis, J; Minguez, J “Dispositivos robóticos de rehabilitación basados en Interfaces cerebro-ordenador: silla de ruedas y robot para teleoperación”, *Proceedings of III International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2009)*, pp. 124-134, May 2009.
- [209] Frizera, A; Cardoso, W; Ruiz, V; FreireBastos, T; Sarcinelli, M “Human-machine interface based on electrobiological signals for mobile vehicles”, *Proceedings of the 2006 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, Volume 4, pp. 2954-2959, July 2006.
- [210] Escolano, C; Antelis, J; Minguez, J “Human brain-teleoperated robot between remote places”, *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4430-4437, May 2009.
- [211] Millán, J. del R; Renkens, F; Mouriño, J; Gerstner, W “Noninvasive brain-actuated control o a mobile robot by human EEG”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 51, Number 6, pp. 1026-1033, June 2004.
- [212] Patel, P “The Brain-Machine Interface, Unplugged”, *Spectrum IEEE*, Volume 46, pp.13-14, October 2009.
- [213] Milekovic, T; Fischer, J; Pistohl, T; Ruescher, J; Schulze-Bonhage, A; Aertsen, A; Rickert, J; Ball, T; Mehring, C “An online brain-machine interface using decoding of movement direction from the human electrocorticogram”, *Journal of Neural Engineering*, Volume 9, Number 4, pp. 1-14, August 2012.
- [214] Ford, J.M; Sheredos, S.J “Ultrasonic head controller for powered wheelchairs”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Volume 32, Number 3, pp. 280-284, October 1995.
- [215] Gareth Evans, D; Drew, R; Blenkon, P “Controlling mouse pointer position using an infrared head-operated joystick”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Volume 8, Number 1, pp. 107-116, March 2000.
- [216] Alonso, A; de la Rosa, R; del Val, L; Jimenez, M.I; Franco, S “A Robot Controlled by Blinking for Ambient Assisted Living”, *Distributed Computing, Artificial Intelligence, Bioinformatics, Soft Computing, and Ambient Assisted Living. Lecture Notes in Computer Science*, pp. 839-842, 2009.
- [217] Kim, Y.W; Cho, J.H “A novel development of head-set type computer mouse using gyro sensors for the handicapped”, *Proceedings of the 2nd Annual International IEEE-EMB Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, pp. 356-360, May 2002.
- [218] Huo, X; Wang, J; Ghovanloo, M “Wireless tongue-computer interface using stereo differential magnetic field measurement”, *Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5723-5726, August 2007.
- [219] Huo, X; Cheng, C; Ghovanloo, M “Evaluation of the tongue drive system by individuals with high-level spinal cord injury”, *Proceedings of the 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 555-558, September 2009.
- [220] Mace, M; Vaidyanathan, R; Wang, S; Gupta, L “Tongue in cheek: a novel concept in assistive human machine interface”, *Journal of Assistive Technologies*, Volume 3, Number 3, pp. 14-26, 2009.

## REFERENCIAS

- [221] Huo, X; Wang, J; Ghovanloo, M “Tracking tongue drive system as a new interface to control powered wheelchairs”, Proceedings of the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA) Conference, June 2008.
- [222] Plotkin, A; Sela, L; Weissbrod, A; Kahana, R; Haviv, L; Yeshurun, Y; Soroker, N; Sobel, N “Sniffing enables communication and environmental control for the severely disabled”, Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, Volume 107, Number 32, pp. 14413-14418, August 2010.
- [223] Fan, J; Jia, S; Li, X; Lu, W; Sheng, J; Gao, L; Yan, J “Motion control of intelligent wheelchair based on sitting postures”, Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pp. 301-306, August 2011.
- [224] Gómez, I; Anaya, P; Cabrera, R; Rivera, O; Molina, A “Sistema de escritura con texto predictivo controlado con acelerómetro mediante cualquier parte del cuerpo”, Proceedings of the IV International Congress on Design, Research Networks, and Technology for All (DRT4all2011), pp. 462-471, June 2011.
- [225] Kim, Y.W “Development of headset-type computer mouse using gyro sensors for the handicapped”, Electronics letters, Volume 38, Number 22, pp. 1313-1314, October 2002.
- [226] Azkoitia, J.M; Eizmendi, G; Manterota, I; Zabaleta, H; Pérez, M “Non-invasive, wireless and universal interface for the control of peripheral devices by means of head movements”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 211-219, Madrid (Spain), April 2007.
- [227] Alonso, A “Diseño de un sistema de silla de ruedas autoguiada en entornos controlados”, Proceedings of the Internacional Symposium on Biomechanic Methods (SIBVA '99), November 1999.
- [228] Angulo, C; Minguez, J; Díaz, M; Cabestany, J “Ongoing research on adaptive smart assistive systems for disabled people in autonomous movement”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 297-303, Madrid (Spain), April 2007.
- [229] Minguez, J; Montesano, L; Díaz, M; Canalis, C “Intelligent robotic mobility system for cognitive disabled children”, Proceedings of II International Congress on Domotics, Robotics and Remote-Assistance for All (DRT4all2007), pp. 235-242, Madrid (Spain), April 2007.
- [230] Levine, S.P; Bell, D.A; Jaros, L.A; Simpson, R.C; Koren, Y; Borenstein, J “The NavChair assistive wheelchair navigation system”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Volume 7, Number 4, pp. 443-451, December 1999.
- [231] Perrín, X; Chavarriaga, R; Colas, F; Siegwart, R; Millán, J. del R “Brain-coupled interaction for semi-autonomous navigation of an assistive robot”, Robotics and Autonomous Systems, Volume 58, Number 12, pp. 1246-1255, December 2010.
- [232] Zeng, Q; Teo, C.L; Rebsamen, B; Burdet, E “A collaborative wheelchair system”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Volume 16, Number 2, pp. 161-170, April 2008.
- [233] Rebsamen, B; Burdet, E; Guan, C; Zhang, H; Teo, C.L; Zeng, Q; Ang, M; Laugier, C “A brain-controlled wheelchair based on P300 and path guidance”, Proceedings of the first IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics 2006 (BioRob 2006), February 2006.
- [234] Kuruparan, J; Jayanthan, T; Ratheeskanth, V; Denixavier, S; Munasinghe, S.R “Semiautonomous Low Cost Wheelchair for Elderly and Disabled People”, Proceedings of the International Conference on Information and Automation 2006 (ICIA 2006), pp.104-108, December 2006.
- [235] Kuo, C; Chen, H “Human-oriented design of autonomous navigation assisted robotic wheelchair for indoor environments”, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics, pp. 230-235, July 2006.

- [236] Hoppenot, P; Colle, E “Mobile robot command by man-machine co-operation – application to disabled and elderly people assistance”, *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, Volume 34, Number 3, pp. 235-252, July 2002.
- [237] González, J; Galindo, C; Fernández, J.A; Blanco, J.L; Muñoz, A; Arévalo, V “La silla robótica sena. Un enfoque basado en la interacción hombre-máquina”, *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial (RIAI)*, Volume 5, Number 2, pp. 38-47, June 2008.
- [238] Hoffman, A.H; Liadis, K.N “Design of a power-assist wheelchair for persons with hemiplegia”, *Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Technologies for Practical Robot Applications (TePRA)*, pp. 45-48, April 2011.
- [239] Kinpara, Y; Takano, E; Kobatashi, Y; Kuno, Y “Situation-driven control of a robotic wheelchair to follow a caregiver”, *Proceedings of the 2011 17th Korea-Japan Joint Workshop Frontiers of Computer Vision (FCV)*, pp. 1-6, February 2011.
- [240] Cardinalli, D.P “Manual de neurofisiología”, Ed. Díaz de Santos, S.A., España, 1992.
- [241] Cromwell, L; Weibell, F.J; Pfeiffer, E.A; Usselman, L.B “Instrumentación y medidas biomédicas”, Ed. Marcombo-Boixareu, España, 1980.
- [242] De la Rosa Steinz, R “Acondicionamiento y procesado en tiempo real de señales biológicas”, Tesis Doctoral, Universidad de Valladolid, 2005.
- [243] Won Taek, L “Sensory System”, Slide Lectura, Yonsei University, Korea. Disponible en: <http://anatomy.yonsei.ac.kr/LWT/neuroanatomy.php>. Última visita: marzo 2013.
- [244] Aliverti, A; Frigo, C; Andreoni, G; Baroni, G; Bonarini, A; Cerveri, P; Crivellini, M; Dellacà, R; Ferrigno, G; Galli, M; Pedrocchi, A; Rodano, R; Santambrogio, G.C; Tognola, G; Pedotti, A “Functional evaluation and rehabilitation engineering”, *IEEE pulse*, Volume 2, Number 3, pp. 24-34, June 2011.
- [245] Kondraske, G.V “Rehabilitation engineering: towards a systematic process”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Volume 7, Number 3, pp. 11-15, September 1988.
- [246] Bühler, C “Approach to the análisis of user requirements in assistive technology”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Volume 17, pp. 187-192, 1996.
- [247] Cherry, A.D; Cudd, P.A; Hawley, M.S “Providing rehabilitation integrated systems using existing rehabilitation technology”, *Medical Engineering & Physics*, Volume 18, Number 3, pp. 187-192, 1996.
- [248] Plos, O; Buisine, S; Aoussat, A; Mantelet, F; Dumas, C “A universalist strategy for the design of assistive technology”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Volume 42, pp. 533-541, 2012.
- [249] Cohn, T.E “The universe of activity that is bioengineering research”, *Proceedings of the 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*, September 2004.
- [250] Alonso, A; de la Rosa, R; Carrera, A; Bahillo, A; Durán, R; Fernández, P “A control system for robots and wheelchairs: its application for people with severe motor disability”, *Mobile Robots – Current Trends, InTech*, October 2011.
- [251] Graupe, D. y Kohn, K.H. “Functional Electrical Stimulation for ambulation by paraplegics”, Krieger Publishing Company, Florida, 1994.
- [252] INA 114 Precision Instrumentation Amplifier: Datasheet. Burr-Brown Corporation, 1998.
- [253] Transient Voltaje Suppressors SA5V0(C)A-SA170(C)A: Datasheet. Fairchild Semiconductor Corporation, 2002.
- [254] Fundamentals of Electrostatic Discharge. ESD Association, 2010.

## REFERENCIAS

- [255] De la Rosa, R; Alonso, A; Carrera, A; Durán, R; Fernández, P “Man-Machine Interface System for Neuromuscular Training and Evaluation Based on EMG and MMG Signals”, *Sensors*, Volume 10, Number 12, pp.11100-11125, 2010.
- [256] TL081, TL082, TL084 JFET-Input Operational Amplifiers: Datasheet. Texas Instruments Inc., 1999.
- [257] MAX4518/MAX4519 Precision, 4-Channel/Dual 2-Channel, Low-Voltage, CMOS Analog Multiplexers: Datasheet. Maxim Integrated Products, 1998.
- [258] LC2MOS 4-/8-Channel High Performance Analog Multiplexers ADG408/ADG409: Datasheet. Analog Devices, Inc., 2003.
- [259] MAX7401/MAX7405 8th order, Lowpass, Bessel, Switched-Capacitor filters: Datasheet. Maxim Integrated Products, 1999.
- [260] Hendrix, S “The Nyquist Frequency Fable”, *Portable Instrumentation. Designers and Engineers on the fence*, Chipcenter, February 2003.
- [261] SN5446A, ‘47A, ’48, SN54LS47, ‘LS48, ‘LS49, SN7446A, ‘47A, ’48, SN74LS47, ‘LS48, ‘LS49 BCD-to-seven-segment Decoders/Drivers: Datasheet. Texas Instruments Inc., 1995.
- [262] Specifications USB-1608FS. Measurement Computing Corporation, 2006.
- [263] DC/DC Converter TMA Series: Datasheet. Traco Electronic AG, 2000.
- [264] DC/DC Converter TMV Series: Datasheet. Traco Electronic AG, 2007.
- [265] CNY70 Reflective Optical Sensor with Transistor Output: Datasheet. Vishay Semiconductors GmbH, 2000.
- [266] HEF40106B Hex Inverting Schmitt trigger: Datasheet. Philips Semiconductors, 1995.
- [267] Arduino. Disponible en <http://www.arduino.cc>. Última visita: marzo 2013.
- [268] NA555, NE555, SA555, SE555 Precision Timers: Datasheet. Texas Instruments Inc., 2006.
- [269] Open CV. Disponible en <http://sourceforge.net/projects/opencv/>. Última visita: marzo 2013.
- [270] SSM2166 Microphone Preamplifier with Variable Compression and Noise Gating: Datasheet. Analog Devices Incorporation, 2008.
- [271] Google Chrome. Disponible en <https://www.google.com/chrome/>. Última visita: marzo 2013.
- [272] PIC16F87XA 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers: Datasheet. Microchip Technology Inc., 2003.
- [273] AD7528 CMOS Dual 8-Bit Buffered Multiplying DAC: Datasheet. Analog Devices, Inc., 1998.
- [274] LM6121/LM6221/LM6321 High Speed Buffer: Datasheet. Texas Instruments Inc., 2011.
- [275] Hart, D.W “Introduction to Power Electronics”, Prentice Hall, 1997.
- [276] Maniktala, S “Switching Power Supply Design & Optimization”, McGraw Hill, 2005.
- [277] BYV95 series Fast soft-recovery controlled avalanche rectifiers: Datasheet. Philips Semiconductors, 1996.
- [278] IRF830 PowerMOS transistor avalanche energy rated: Datasheet. Philips Semiconductors, 1999.
- [279] TL494 Pulse-Width-Modulation control circuits: Datasheet. Texas Instruments Inc., 2005.
- [280] MPSA42; MPSA43 NPN high-voltage transistors: Datasheet. Philips Semiconductors, 1999.
- [281] PC851 High Collector-emitter Voltage Type Photocoupler: Datasheet. SHARP Electronics Corporation, 2004.

- [282] 74AC374, 74ACT374 Octal D-Type Flip-Flop with 3-STATE Outputs: Datasheet. Fairchild Semiconductor Corporation, 2008.
- [283] Kralj, A. R; Bajd, T “Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury”, CRC Press, 1989.
- [284] BC548, BC548A, BC548B, BC548C NPN General Purpose Amplifier: Datasheet. Fairchild Semiconductor Corporation, 1997.
- [285] 1N4148, 1N4448 High-speed diodes: Datasheet. Philips Semiconductors, 2002.
- [286] SHARK DK-REMA remotes: Installation Manual. Dynamic Controls, 2004.
- [287] DK-PMA SHARK Power Modules: Installation Manual. Dynamic Controls, 2006.
- [288] Low power, low price, low pin count (20 pin) microcontroller with 4 kB OTP 8-bit A/D, and DAC: Datasheet. Philips Semiconductors, 2002.
- [289] SRF08 - High Performance Ultrasonic Range Finder: Datasheet. Devantech Ltd., 2001.
- [290] F312A Wireless IP Camera: Quick Installation Guide. Zavio Inc., 2009.
- [291] 74HC/HCT4046A - Phase-locked-loop: Datasheet. Philips Semiconductors, 1997.
- [292] MAX44251/MAX44252 – 20V, Ultra-Precision, Low-Noise Op Amps: Datasheet. Maxim Integrated, 2012.
- [293] OPA277, OPA2277, OPA4277 – High Precision Operational Amplifiers: Datasheet. Texas Instruments Inc., 1999.
- [294] OPA132, OPA2132, OPA4132 – High-Speed FET-Input Operational Amplifiers: Datasheet. Texas Instruments Inc., 1995.
- [295] AD8510/AD8512/AD8513 – Precision Very Low Noise, Low Input Bias Current, Wide Bandwidth JFET Operational Amplifiers: Datasheet. Analog Devices, Inc., 2002.
- [296] AD8641/AD8642/AD8643 – Low Power, Rail-to-Rail Output, Precision JFET Amplifiers: Datasheet. Analog Devices, Inc., 2004.
- [297] Op Amp Noise Relationships: 1/f Noise, RMS Noise, and Equivalent Noise Bandwidth. Analog Devices, Inc., 2009.
- [298] Sony NP-F330 Camcorder Batteries: Datasheet. Sony Energetyc, Inc., 1999.
- [299] LT1512 Single-Ended Primary Inductance Converter Constant-Current/Constant-Voltage Battery Charger: Datasheet. Linear Technology Corporation, 2008.
- [300] MC34063A, MC33063A DC-to-DC Converter Control Circuits: Datasheet. Semiconductor Components Industries, LLC, 2000.
- [301] SN54ALS574B, SN54AS574, SN54AS575, SN74ALS574B, SN74ALS575A, SN74AS574, SN74AS575 Octal D-type Edge-Triggered Flip-Flops with 3-state outputs: Datasheet. Texas Instruments Inc., 1995.
- [302] Circular connectors C 091 A/B/D Series: Datasheet. Amphenol-Tuchel Electronics GmbH, 2003.



## Apéndice I: Medios disponibles

En este apéndice se presentarán todos los medios, software y hardware, que ha sido necesario utilizar para la realización de la Tesis Doctoral así como la memoria presentada sobre la misma.

### I.1 Medios software

La siguiente tabla presenta un resumen de los distintos programas y aplicaciones software que se utilizaron a lo largo del desarrollo de la Tesis Doctoral. Adicionalmente, se incluye una pequeña descripción de su función.

Nombre	Tipo	Función
Windows XP	Sistemas Operativos	Sistema Operativo sobre el cuál se han desarrollado todo el trabajo.
Eagle 4.16r2	Entorno de desarrollo	Entorno utilizado para la creación de las placas de circuito impreso.
Board Master 5.0.1100.K02	Entorno de dispositivo	Sistema de control de la fresadora/taladradora para la realización de placas de circuito impreso disponible en el laboratorio 2L005 de la ETSIT.
CircuitCAM 5.2	Entorno de desarrollo	Sistema para la exportación de las placas de circuito impreso realizadas en Eagle al formato de la fresadora/taladradora.
Visual Studio 6.0	Entorno de desarrollo	Utilizado para el desarrollo de aplicaciones en C y VisualBasic en el PC y la posterior creación de archivos ejecutables.
Arduino	Entorno de desarrollo	Entorno utilizado para la creación de programas implementados en la plataforma Arduino.
MATLAB 7.0	Entorno de desarrollo	Utilizado para el procesado de los datos obtenidos y para la realización de gráficas a partir de ellos.

PCWH Compiler	Entorno de desarrollo	Entorno de desarrollo utilizado para la realización de los programas para microcontroladores PIC en C. Incluye compilador.
Photoshop versión 8.0.1	Paquete diseño gráfico	Paquete utilizado para la realización de dibujos, esquemas y tratamiento de imágenes.
CorelDRAW 12	Paquete diseño gráfico	Paquete utilizado para la realización de dibujos, esquemas y tratamiento de imágenes.
Office 2003	Paquete ofimática	Paquete utilizado para el desarrollo de la Tesis.
Mozilla Firefox	Navegador Web	Navegador utilizado para la visualización de las páginas web y la búsqueda de documentación en Internet.
Adobe Acrobat 7.0 Professional	Paquete ofimática	Utilizado para convertir la memoria de formato Word al formato PDF. Además, de para ver documentación obtenida en diversas fuentes.

## I.2 Ordenadores

Para la realización de las pruebas se ha contado con varios ordenadores tanto portátiles como de sobremesa, realizando la mayor parte del trabajo con el siguiente:

### *Acer Aspire 5635WLMi*

Sistema Operativo: Windows XP

Procesador: Intel Core 2 Duo processor T72000 (2.0GHz, 667 MHz FSB, 4MB L2 caché)

Disco duro: 160 GB

Tarjeta gráfica: Up to 384MB NVIDIA GeForce Go 7300 TurboCache

Pantalla: LCD 15.4"

Otros detalles: 4 puertos USB, tarjeta wireless LAN 802.11a/b/g

También se ha contado con tarjetas de adquisición de datos USB para realizar las comunicaciones entre el ordenador y diferentes sistemas.

## I.3 Equipamiento de laboratorio

Para la realización de la Tesis se ha hecho uso de todo el material disponible en el laboratorio 2L024 de la ETS de Ingenieros de Telecomunicación. Entre el material pueden destacarse los siguientes elementos:

- Osciloscopios:
  - Hewlett Packard 5452S  
Osciloscopio digital que permite una base de tiempos inferior de 5s/div y un ancho de banda de 500MHz.

## APÉNDICE I: MEDIOS DISPONIBLES

- Iso-Tech ISR622  
Osciloscopio analógico con un ancho de banda de 20MHz.
- Hameg HM 1008-2  
Osciloscopio mixto digital/analógico con una base de tiempos inferior de 50s/div y un ancho de banda de 100 MHz
- Fuentes de alimentación:
  - Iso-Tech IPS3303
- Generadores de funciones:
  - Sony Tektronix AFG2020  
Generador de funciones sintetizado de 250 MS/s con capacidad de generar señales desde 0,5 Hz hasta 100MHz.
  - TTI – Thurlby Thandar Instruments TG120  
Generador de funciones con generación de señales desde 0,2Hz hasta 20 MHz.
  - Promax GF-230  
Generador de funciones con generación de señales desde 0,1Hz hasta 1MHz.
- Analizadores de espectro:
  - Hewlett Packard 8594Q  
Rango de frecuencias de entrada desde 9kHz hasta 2,9GHz.
  - Tektronix 2715  
Rango de frecuencias de entrada desde 9kHz hasta 1,8GHz.
  - Rohde&Schwarz FSH6  
Rango de frecuencias de entrada desde 100kHz hasta 6GHz.
- Multímetros digitales:
  - Promax MD-200
  - Iso-Tech IDM-201N

Todos estos dispositivos deben ser equipados con sus correspondientes elementos adicionales, es decir, con cada uno de los equipos utilizados se emplean sus accesorios adecuados. Por ello, ha sido necesario el uso de sondas de osciloscopio, bananas para las fuentes de alimentación y el multímetro y cable coaxial para el generador de señales.

### **I.3.1 Material para la realización de placas de circuito impreso**

Se han realizado placas de circuito impreso utilizando una insoladora y el material adecuado o una fresadora/taladradora, ambos métodos permiten conseguir el producto final.

Para el montaje de las placas de circuito impreso es necesario el empleo de herramientas de laboratorio: soldador, tijeras, así como, alicates, pinzas, etc. Durante este proceso también es de utilidad el multímetro y osciloscopio.

- Fresadora taladradora:
  - LPKF ProtoMat S42

### **I.4 Dispositivos hardware**

De manera adicional a todos los anteriores medios expuestos, han sido necesarios diferentes componentes hardware específicos así como materiales y herramientas para la mecanización de dispositivos.

Para la realización del diseño de los nuevos sistemas de adquisición se realizó un estudio previo de los prototipos desarrollados en el grupo de investigación en anteriores proyectos de investigación.

Asimismo ha sido necesario el uso de diferentes plataformas de prototipado hardware. Tal y como puede suponerse también se han utilizado una gran cantidad de componentes electrónicos discretos. Adicionalmente, se ha contado con una silla de ruedas eléctrica comercial y sus elementos de control para la implementación del sistema de movilidad adaptado.

- Plataformas hardware:
  - Arduino Duemilanove  
Plataforma hardware Arduino para prototipos que incorpora el microcontrolador ATmega 368 de *Atmel Corporation*.
  - Arduino Uno  
Plataforma hardware Arduino para prototipos que incorpora el microcontrolador ATmega 368 de *Atmel Corporation*.
  - Pic School  
Entrenador para una amplia gama de microcontroladores de la serie PIC de la compañía *Microchip Technology Inc*.
  - Orangutan SV-328  
Plataforma hardware Pololu Orangutan para prototipos que incorpora el microcontrolador ATmega 368P de *Atmel Corporation*.
  - Parallax Scribbler Robot
- Silla de ruedas:
  - Invacare Mirage

## **Apéndice II: Detalles constructivos adicionales: interfaz de señales bioeléctricas**

En este apéndice se presentarán aspectos adicionales sobre la construcción e implementación del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas construido durante el trabajo de la Tesis Doctoral y explicado en el apartado 4.1.

Se expondrán detalladamente todos los aspectos referentes a la alimentación del dispositivo: baterías, sistemas de carga, de comprobación de carga, de estabilización de tensión y de obtención de las tensiones de alimentación utilizadas; y el subsistema utilizado para su conexión a un ordenador mediante el puerto USB, incluyendo las adaptaciones necesarias tanto en las salidas digitales como en las entradas analógicas de una tarjeta de adquisición USB comercial. Adicionalmente, se detallarán las conexiones utilizadas para los electrodos, activos o pasivos, y entre los subsistemas de la interfaz.

### **II.1 Alimentación**

La alimentación del sistema de adquisición de señales se realizará de forma que se permita tanto el uso de un alimentador conectado a la red eléctrica como de un sistema de baterías adecuado instalado en el interior del equipo.

De esta manera, se ha diseñado un esquema operativo que permite cambiar automáticamente el tipo de alimentación, con el hecho de conectar el *jack* correspondiente. Además, se han incluido dispositivos adicionales para realizar funciones específicas con la batería del equipo: cargador de batería y comprobador de la carga de la misma.

La tensión de alimentación y, en consecuencia, la de las baterías se ha elegido de un valor, aproximado, de 15 voltios de continua. Por lo tanto, será necesario implementar un dispositivo conversor de tensión para obtener los 5 voltios de continua que necesita todo el equipo de adquisición para su correcto funcionamiento.

En la figura II-1 se muestra un diagrama de bloques del subsistema construido. En él se pueden ver dos grandes bloques etiquetados como cargador y conversor de tensión con las interconexiones oportunas. Para realizar la conmutación automática cuando el sistema es conectado a la red eléctrica se ha incluido un relé de dos interruptores; en la figura II-1, para mejorar la legibilidad, se han presentado separados estos dos interruptores así como la bobina. La batería se ha representado con su símbolo típico para equipos electrónicos, y como se ha indicado otorgará una tensión aproximada de 15 voltios, que se conseguirá mediante el empleo de dos baterías de Li-ion. En el diagrama, también, se han incluido los conmutadores utilizados, uno de tres posiciones, que en reposo no conecta nada, para la selección del sistema de carga o

de comprobación de las baterías y otro de dos posiciones que se utilizará para conectar la alimentación, ya sea de baterías o de la red eléctrica, a todo el equipo. Finalmente, en la parte izquierda del diagrama se presentan los tres conectores del jack hembra de alimentación conmutado, el jack macho se conectará a los bornes etiquetados como + y -. Cabe la pena aclarar que se han utilizado dos símbolos diferentes para la señal de referencia, esto se debe a que, aunque en la práctica estén cortocircuitadas, se ha respetado la existencia de dos referencias una para la conexión externa y otra para la batería.

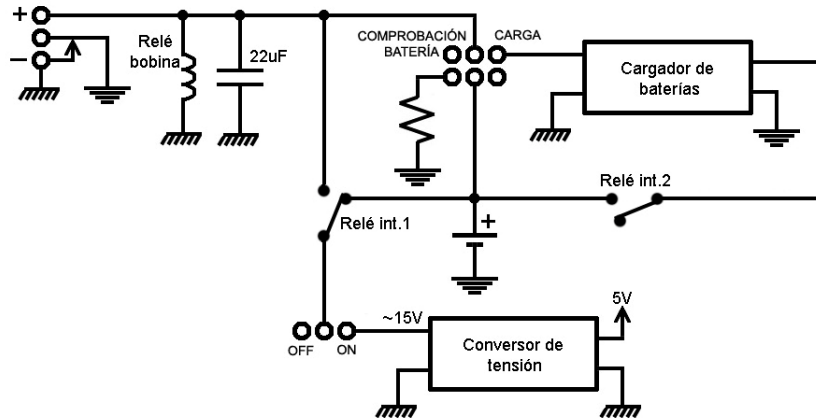


Figura II-1: Diagrama de bloques del sistema de alimentación y baterías del equipo.

A continuación, se explicarán detenidamente cada uno de los bloques de la figura II-1 que requieren una explicación más extensa. Además, se presentará la manera de la que se han conseguido los voltajes necesarios para el correcto funcionamiento de las etapas de acondicionamiento de las señales,  $\pm 15$  y  $\pm 5$  voltios.

### II.1.1 Batería

Como se ha indicado, tras estudiar diferentes tipos de baterías y materiales de las mismas, se decidió utilizar una batería de Li-ion. Este material presentaba mejores prestaciones en las características consideradas más relevantes: tiempo de carga, vida (medida en cantidad de recargas) y autodescarga mensual, además, de la ausencia del efecto memoria, la mayor capacidad que proporcionan frente a otros dispositivos de este tipo y la característica de descarga que consigue conservar el voltaje nominal prácticamente constante y que éste decaiga bruscamente cuando la batería se encuentra descargada. Para conseguir las mejores prestaciones posibles se consideraron baterías que presentasen una alta capacidad y pudiesen cumplir los requisitos de alimentación del sistema, tanto en voltaje como en corriente, y por consiguiente una autonomía suficientemente elevada. Finalmente, se optó por la utilización de dos baterías del tipo Sony NP-F330 & NP-F550, [298], conectadas en serie. De esta manera, se obtiene un voltaje de 14,8 voltios y una capacidad de, aproximadamente, 2200 mAh.

De esta forma, es posible alimentar el equipo conservando todas sus prestaciones y conseguir una autonomía de, aproximadamente, cuatro horas empleando cuatro de los canales de adquisición de los ocho posibles.

### II.1.2 Cargador de baterías

Como ya se ha indicado en apartados anteriores, se ha utilizado una batería de Li-ion que para cargarla precisa el uso de un circuito integrado ya que es necesario introducir una señal de

pulsos controlados mientras se monitoriza la corriente de carga y la tensión en bornes de la batería.

Para este cometido se utilizó el integrado LT1512 de la compañía *Linear Technology*, [299], que es un dispositivo versátil y, permitirá la utilización de diferentes baterías, independientemente del material del que estén construidas. En este caso, el integrado LT1512, que es capaz de cargar baterías de NiCd, NiMH, Li-ion y ácido sin producir daños en ellas, es un regulador conmutado que puede trabajar a 500 kHz para cargas pulsadas y puede proporcionar un voltaje constante para la carga de la batería. Internamente está dotado de sensores tanto de tensión como de corriente, lo que permite proteger la batería frente a cargas superiores a su valor nominal y, además, evitará un sobrecalentamiento de la batería por el control sobre la corriente de carga. El funcionamiento pulsado consigue que el integrado proporcione mayor tensión a la salida que la propia de alimentación, permitiendo la carga de baterías de más tensión nominal.

Dado que se pretenden utilizar baterías de alta capacidad hay que tener en cuenta la corriente de salida que el integrado es capaz de entregar, ya que el tiempo de carga depende de esta corriente. Por ello es necesario buscar una configuración que provea una corriente de carga aceptable para los propósitos del equipo, en este caso, se utilizará una corriente alrededor de 600 mA que es lo máximo que puede dar el integrado para un voltaje de alimentación de 15 voltios.

En la figura II-2 se muestra el montaje implementado para el cargador de las baterías, como puede verse, se ha utilizado únicamente el circuito integrado LT1512 y todos los componentes pasivos discretos necesarios.

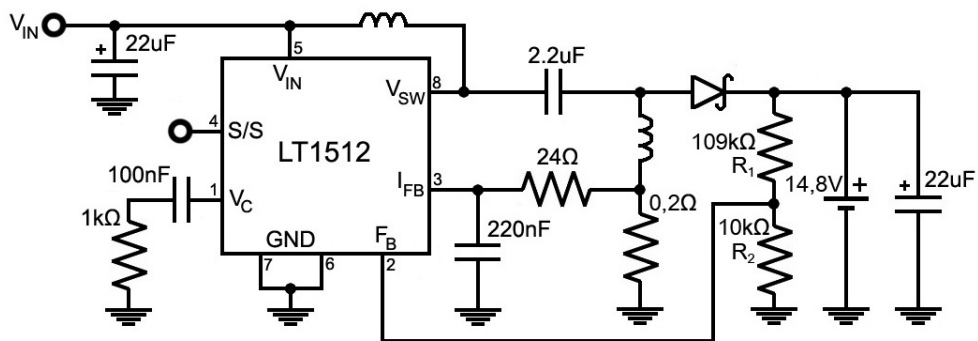


Figura II-2: Esquema del circuito implementado para la carga de las baterías.

Como se ha indicado el circuito integrado dispone de sensores de corriente y de tensión, en este caso, al ser una batería de Li-ion que alcanza su valor nominal de tensión con muy poca carga, debe habilitarse el sensor de tensión para que no se produzcan sobretensiones que puedan dañar la batería. En el caso del integrado LT1512 el sensor de tensión debe ajustarse de manera precisa al valor de tensión nominal,  $V_{BAT}$ , mediante dos resistencias cuya relación se define en la ecuación (II.1), [299]. Estas resistencias se han etiquetado como  $R_1$  y  $R_2$  en la figura II-2, tomando valores de 109 kΩ y 10 kΩ, respectivamente.

$$R_1 = \frac{R_2 \cdot (V_{BAT} - 1,245V)}{1,245V + R_2 \cdot 0,3\mu A} \quad (II.1)$$

Con el montaje de la figura II-2 se consigue una corriente de carga efectiva  $I_{RMS}$  medida experimentalmente de 530 mA. Para conseguir la corriente real de carga de la batería,  $I_{CARGA}$ , basta aplicar la fórmula (II.2), extraída de [299].e

$$I_{CARGA} = \frac{I_{RMS} \cdot 2 \cdot V_{IN}}{(V_{IN} + V_{BAT}) \cdot 1,1} = \frac{0,53 \text{ A} \cdot 2 \cdot 15 \text{ V}}{(15 \text{ V} + 14,8 \text{ V}) \cdot 1,1} = 0,485 \text{ A} \quad (\text{II.2})$$

Con esta corriente de carga,  $I_{CARGA}$ , de 0,485 amperios se consigue un tiempo de carga de, aproximadamente, 5 horas para tener el prototipo completamente cargado. Este valor es aproximado ya que el ciclo de carga completo se compone de zonas de carga a corriente constante y de carga a tensión constante.

### II.1.3 Conversor de tensión

Tal y como se ha indicado anteriormente, tanto el conector de red eléctrica mediante transformador como las baterías otorgarán una tensión, aproximada, de 15 voltios. Esta tensión de alimentación debe convertirse a la tensión de operación de todo el subsistema de adquisición que se ha elegido de 5 voltios. Para este cometido se utilizará un circuito integrado encargado de este tipo de conversiones (*step-down*) de alta eficiencia el MC34063A de la compañía *ON Semiconductors*, [300].

El circuito integrado consta de una referencia interna y elementos adicionales que permiten evitar derivas en la tensión de interés en la salida. Para ajustar la tensión y la corriente máxima que puede ofrecer a la salida, es necesario incluir, siguiendo las indicaciones de las hojas de especificación, [300], una serie de componentes pasivos que consigan polarizar el integrado en función del nivel de tensión de la alimentación, figura II-3.

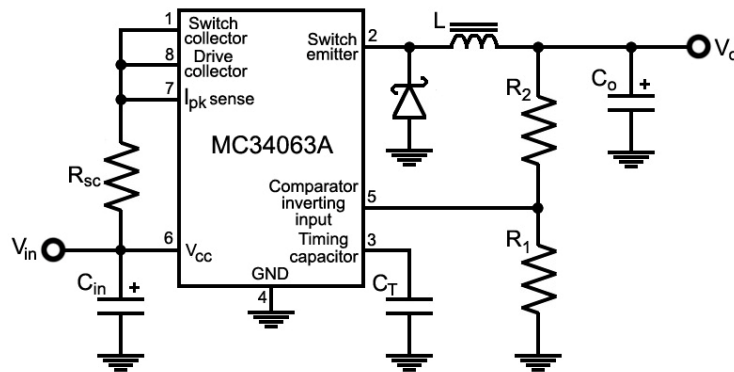


Figura II-3: Esquema del circuito implementado para el conversor de tensión de ~15 a 5 voltios.

En este caso particular, y siguiendo las etiquetas de la figura II-3, la tensión quedará definida mediante dos resistencias,  $R_1$  y  $R_2$ , la corriente máxima de salida mediante la resistencia  $R_{sc}$ , la frecuencia de trabajo de todo el circuito integrado por  $C_T$ , además, se conseguirá un valor para el condensador de salida  $C_o$  y un valor mínimo para el choque  $L$ . Por lo tanto, para conseguir un correcto funcionamiento, la tensión que se conseguirá a la salida será de 5 voltios y la corriente máxima que otorgará el conversor de tensión será de 1500 mA. Los valores utilizados para los componentes en el esquema de la figura II-3 se resumen en (II.3).

$$\begin{aligned} R_1 &= 1 \text{ k}\Omega \\ R_2 &= 3 \text{ k}\Omega \\ R_{sc} &= 0,2 \Omega \\ L &= 33 \mu\text{H} \\ C_{in} &= 100 \mu\text{F} \\ C_o &= 100 \mu\text{F} \\ C_T &= 470 \text{ pF} \end{aligned} \quad (\text{II.3})$$



Esta tensión de alimentación será suficiente para el funcionamiento de cuatro canales de adquisición, el dispositivo de aislamiento óptico y los indicadores luminosos del equipo. En este caso, se quiere conseguir que todo el subsistema de alimentación empleado dé cobertura a ocho canales independientes, por este motivo, se han incluido dos convertidores de tensión independientes conectados en paralelo a la señal de alimentación de 15 voltios.

### II.1.4 Comprobación de baterías

Para la comprobación de las baterías se ha implementado un circuito muy simple basado en una resistencia. En este caso, se quiere conseguir que circule una alta corriente por la resistencia y en función de la carga de la batería se encienda un indicador luminoso.

La corriente que debe circular por la batería debe ser igual a la corriente que consume todo el equipo, es decir, el consumo de la resistencia debe ser de aproximadamente 600 mA a 15 voltios, por lo que aplicando la ley de Ohm se consigue un valor de resistencia indicado en (II.4) y debe disipar una potencia calculada según (II.5) como mínimo.

$$R = \frac{V}{I} = \frac{15 \text{ V}}{600 \text{ mA}} = 25 \Omega \quad (\text{II.4})$$

$$P = VI = 15 \text{ V} \cdot 600 \text{ mA} = 9 \text{ W} \quad (\text{II.5})$$

Con este sistema de comprobación de carga y el indicador luminoso se conocerá si la batería tiene carga, aunque el sistema no será tan efectivo en las baterías utilizadas, de Li-ion, como en otras que pierden su nivel de carga progresivamente y la indicación luminosa es más orientativa para saber el nivel de carga restante.

### II.1.5 Obtención de voltajes de alimentación

En lo que respecta a la alimentación de los canales de adquisición, en este caso, será necesario utilizar una alimentación simétrica de  $\pm 15$  voltios y otra simple de +5 voltios, en ambas situaciones se requerirá un aislamiento entre la alimentación del sistema y la fuente alimentación general, las baterías o la red eléctrica. Además los voltajes de alimentación que se utilizan deben conseguirse a partir de los 5 voltios entregados por los convertidores de tensión, para este cometido se utilizarán los circuitos integrados de la serie TMA de la casa *Traco ElectronicAG*, [263]. Estos circuitos integrados son convertidores DC-DC de alta eficiencia que permiten conseguir diferentes voltajes a partir de uno de partida. En la figura II-4 se muestra una imagen con el aspecto del circuito integrado así como un esquema con la distribución de las patillas del mismo.

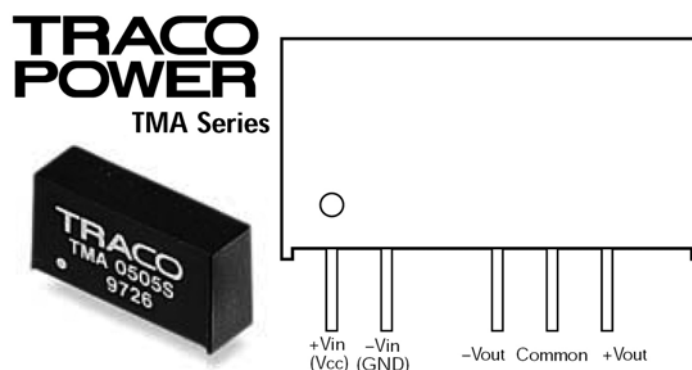


Figura II-4: Aspecto y esquema de los convertidores DC-DC de la serie TMA (extraído de [263]).

Tras lo indicado anteriormente, será necesario utilizar el convertidor DC-DC TMA0515D para conseguir las tensiones de  $\pm 15$  voltios y el integrado TMA0505D para el caso de +5 voltios, en ambos casos como entrada se utilizará la tensión de alimentación de +5 voltios. En el segundo caso, el integrado TMA0505D se ha elegido frente al TMA0505S, que permite conseguir una tensión unipolar de +5 voltios, debido a la mayor eficiencia del primero y que, además, otorga una mayor cantidad de corriente a su salida.

Estos dispositivos son muy fáciles de acondicionar, ya que únicamente necesitarán un condensador opcional para eliminar el rizado de la señal de entrada. En el caso del circuito implementado se ha utilizado un condensador de  $1\mu\text{F}$ , tal y como se indicaba en las hojas de especificación del circuito, [263].

Para realizar la conversión de los voltajes de alimentación, se han construido placas de alimentación separadas de las placas de acondicionamiento de señales, figura II-5. Cada una de las placas de alimentación ha sido diseñada y se utilizará para alimentar dos de los canales de acondicionamiento de señales bioeléctricas que se han presentado por etapas en el apartado 4.1.

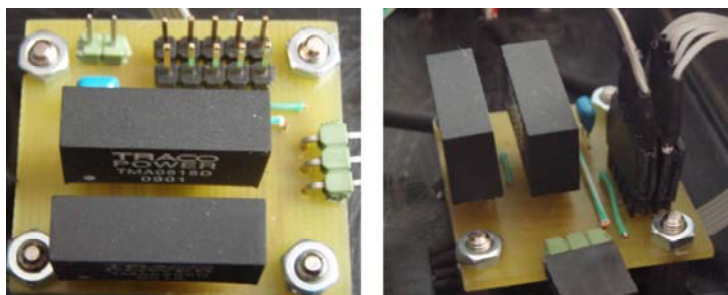


Figura II-5: Placa de alimentación del sistema de adquisición de señales bioeléctricas.

## II.2 Conexión USB

Para la conexión entre el subsistema analógico de adquisición y acondicionamiento, descrito en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, y el ordenador, donde se procesaran los datos y se ejecutarán las aplicaciones, se ha utilizado una tarjeta de adquisición por puerto USB de la compañía *Measurement Computing*. Concretamente, se utiliza la tarjeta USB-1608FS, [262]. El aspecto de esta tarjeta de adquisición comercial, puede verse en la figura II-6.



Figura II-6: Tarjeta de adquisición USB 1608FS de la compañía *Measurement Computing* (extraído de [262]).

Este dispositivo incorpora importantes funcionalidades que lo hacen ideal para su uso en el sistema de adquisición desarrollado. Todos los componentes de la tarjeta son completamente accesibles mediante conectores convencionales situados en los lados de la misma. Cabe destacar, entre éstos, los ocho canales de entrada analógicos y las ocho entrada/salidas digitales que incorpora. Los canales analógicos utilizan 10 bits para la conversión analógico-digital y permiten configurar el rango dinámico a la entrada entre los valores  $\pm 1$ ,  $\pm 2$ ,  $\pm 5$  y  $\pm 10$  voltios según sea la aplicación desarrollada, para estos valores se define una precisión de 0,68, 1,31, 2,98 y 5,66 milivoltios, respectivamente. Según las especificaciones, se permite utilizar una frecuencia de muestreo de hasta 50 kHz, aunque se ha comprobado experimentalmente que, a partir de 5 kHz el funcionamiento difiere del deseado. Adicionalmente, el sistema incorpora una impedancia de entrada en cada uno de los canales de 100 M $\Omega$  como mínimo, lo que resulta ideal para su uso en el sistema de adquisición. En lo referente a las salidas/entradas digitales configurables serán necesarias para la configuración del filtro-paso alto ya descrito en el capítulo 4. Por lo tanto, estos terminales se configurarán como salidas. El tipo de tecnología digital implementada es CMOS y los valores de voltaje serán de mínimo 3,8 voltios y máximo 0,7 voltios para los estados lógicos '1' y '0', respectivamente.

### II.2.1 Adaptaciones realizadas

Para obtener un correcto funcionamiento de todo el subsistema de digitalización desarrollado con la tarjeta USB será necesario realizar unas adaptaciones hardware que permitirán un mayor rendimiento y unas mejores prestaciones.

En lo que respecta a las entradas analógicas, el sistema de adquisición se ha implementado incorporando un rango de funcionamiento entre 0 y 5 voltios. En el caso de utilizar la tarjeta de adquisición USB-1608FS la entrada analógica admite valores positivos y negativos en un determinado rango dinámico previamente configurado. Para aprovechar de manera más efectiva este rango dinámico se utilizará una nueva etapa desplazador de nivel. El objetivo principal de esta etapa de nivel será conseguir que la señal se sitúe sobre un valor de continua de 0 voltios, es decir, conseguir que los 2,5 voltios sobre los que situaba previamente se reduzcan hasta ser 0. De este modo, se construirá un montaje adicional para cada uno de los canales como se muestra en la figura II-7.

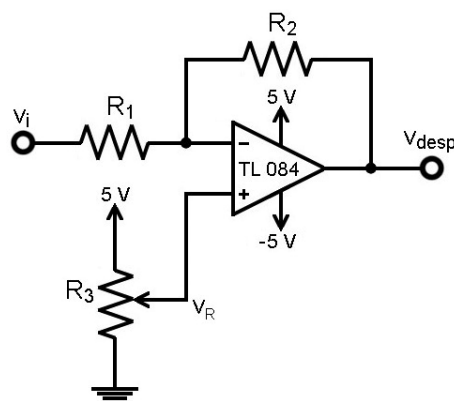


Figura II-7: Diseño de la etapa para desplazar el nivel de continua en la tarjeta de adquisición USB.

Con el fin de que la placa diseñada para este propósito fuese lo más sencilla posible se utilizó el menor número de componentes posibles. Para conseguir este fin se utilizaron, únicamente, dos circuitos integrados TL084, [256], cada uno de ellos contiene cuatro

amplificadores operacionales y se necesitan ocho para todas las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición. Asimismo se utilizaron dos potenciómetros para fijar el valor de  $v_R$ , uno para cada uno de los circuitos integrados, aunque hubiese bastado con utilizar solo uno. Como resistencias  $R_1$  y  $R_2$  no se requiere ningún valor especial salvo que deben tener un valor idéntico y, a ser posible, estar bien ajustadas entre sí (*matcheadas*). De esta manera, el voltaje obtenido a la salida del desplazador dependerá de la relación entre las resistencias y del voltaje fijado en la patilla positiva del amplificador operacional. Para evitar derivas indeseadas se ha utilizado un potenciómetro multivuelta, tipo *trimmer*, y, adicionalmente, se ha sellado el tornillo de ajuste con cera. La ecuación (II.6) muestra el valor del voltaje obtenido en  $v_{desp}$  y su relación con  $v_i$ .

$$v_{desp} = -v_i + 2v_R \tag{II.6}$$

Como alimentación de esta placa, se utilizará uno de los circuitos convertidores DC-DC ya explicados en este documento, concretamente, se utilizará el circuito TMA0505D que con una alimentación de +5 voltios unipolar se consigue una bipolar de  $\pm 5$  V. Este voltaje de  $\pm 5$  V es suficiente para la alimentación del circuito, ya que se utilizará un rango dinámico de 5 V, desde -2,5 hasta +2,5 voltios.

En lo que concierne a las salidas digitales de la tarjeta USB, será necesario realizar una adaptación para permitir configurar con diferentes parámetros dos subsistemas de adquisición diferentes, es decir, configurar cuatro canales de forma independiente de otros cuatro. De este modo, sería necesario utilizar 6 bits de configuración para cada uno de los sistemas de cuatro canales, lo que sumaría un total de 12 bits mientras que la tarjeta de adquisición, únicamente, ofrece 8 bits de salida. Para conseguir transformar los 8 bits de salida de la tarjeta en 12 se utilizarán los integrados SN74AS574 de *Texas Instruments*, [301], este dispositivo de electrónica digital incorpora ocho flip-flops tipo D en su interior activados mediante el flanco positivo de una señal de reloj.

Las características que han llevado a la elección de este dispositivo, aparte de que incorpora ocho flip-flops tipo D, son sus bajos tiempos de funcionamiento, entre ellos los tiempos de establecimiento y de mantenimiento, y la distribución de patillas que incorpora, que lo hace ideal para conseguir un enrutado fácil y limpio en la placa de circuito impreso desarrollada. En la figura II-8 puede verse un esquema de uno de los flip-flops que incorpora el circuito integrado y se incluye su tabla de verdad en la tabla II-1.

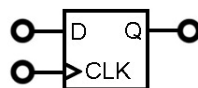


Figura II-8: Esquema de cada uno de los flip-flops del circuito integrado SN74AS574.

Entrada D	Entrada CLK	Salida Q
H	↑	H
L	↑	L
*	L	Q <sub>0</sub>

Tabla II-1: Tabla de verdad de los flip-flops del circuito integrado SN74AS574.

Como se ve en la figura II-8 cada uno de los flip-flops posee una entrada D y una salida Q y, además, una entrada de reloj encargada de grabar el dato en la entrada y que este pase a la salida siguiendo la tabla II-1. En la tabla II-1, L es un valor de ‘0’ lógico, H un ‘1’ lógico, el

símbolo \* significa que no importa el valor de esa entrada,  $\uparrow$  representa un flanco de subida de la señal de reloj y  $Q_0$  indica que se guarda el dato presente en la salida.

Como se ha mencionado anteriormente con esta adaptación se pretende pasar de tener 8 bits de configuración a tener 12. Para ello se utilizarán 6 de las salidas de la tarjeta USB como datos y los otros dos como señal de disparo para dos de los dispositivos SN74AS574 detallados anteriormente. De este modo, se tendrá una primera configuración que se grabará en el correspondiente circuito integrado con un ciclo de subida de la primera de las señales de disparo, se cambiarán los datos y se grabarán en el segundo circuito integrado mediante la segunda de las señales de disparo. Con esta simple operación se obtendrán por cada lado y de forma independiente 6 bits de configuración que podrán ser utilizados para configurar dos grupos de cuatro canales diferentes tal y como se pretendía en un principio.

## II.3 Conectores

En este apartado del apéndice se explicarán de manera detallada aspectos relativos a los conectores utilizados tanto en el subsistema de adquisición y acondicionamiento como en el subsistema de alimentación y digitalización.

### II.3.1 Electrodo

Como se indicó en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*, para los electrodos se utilizaron conectores circulares de 12 vías, y se permitía la conexión de manera transparente de electrodos activos y pasivos. En este caso, la principal diferencia entre los electrodos activos y pasivos es que los activos incorporan el amplificador de instrumentación, figura 4-6, junto a los electrodos en el punto donde se recoge la señal de interés. Por lo tanto, en el caso de utilizar electrodos activos, centrado la atención en la figura 4-2, será necesario puentear el amplificador de instrumentación incluido en la cadena de adquisición y acondicionamiento presentada en el capítulo 4.

La figura II-9 presenta el esquema de patillaje del conector circular de 12 vías de la compañía *Amphenol-Tuchel Electronics GmbH*, [302], se utiliza una nomenclatura de letras para cada uno de los pines. Concretamente se presenta la nomenclatura de pines en la distribución externa del conector hembra, es decir, la parte externa del conector de chasis del subsistema de adquisición y acondicionamiento.

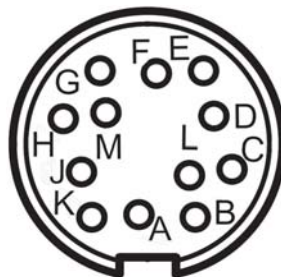


Figura II-9: Patillaje del conector de 12 vías utilizado para los electrodos.

Con este conector se realizan las conexiones internas, siguiendo el mismo código de letras que en la figura II-9, de la figura II-10.

De esta forma, en el caso de utilizar electrodos pasivos, se utilizan las entradas de señal diferencial de cada par de electrodos, L y B por un lado y F y M por otro, para utilizar el amplificador de instrumentación (IA) interno del subsistema de adquisición y

acondicionamiento, los pines correspondientes a las salidas de los IA, C y H, se puentean con las entradas correspondientes a cada uno de los filtros paso-alto (HPF), D y G. Por último, el pin de referencia K debe conectarse a las mallas de los cables y al electrodo de referencia.

Si, por el contrario, se utiliza un juego de electrodos activos, que incorpora el IA, la salida de éste se conectará directamente a los pines D y G, de manera que el IA del subsistema de adquisición y acondicionamiento no se utilizará. En este caso, será necesario alimentar los circuitos situados en los electrodos,  $\pm 15V$ , pines J, K y A; además, igual que en el caso anterior, el pin de referencia K se conectará a las mallas de los cables y al electrodo de referencia.

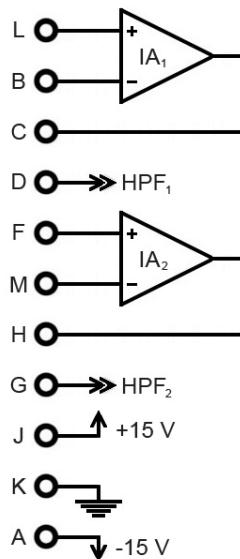


Figura II-10: Conexiones internas del conector de 12 vías para los electrodos.

Con estas conexiones, y siguiendo un esquema análogo en el conector macho, se consigue tener una transparencia en el uso de electrodos activos o pasivos. Los electrodos utilizarán siempre el mismo conector y estarán conectados de manera adecuada al equipo.

### II.3.2 Información entre subsistemas

La conexión entre el subsistema de adquisición y acondicionamiento y el subsistema de alimentación y digitalización será de vital importancia para el correcto funcionamiento de todo el sistema, ya que se debe intercambiar información de configuración, las señales adquiridas y la alimentación de todo el equipo. En este caso, se utilizará un conector de 15 vías y alta densidad de tipo DIN, esquema en la figura II-11. La figura II-11 presenta el aspecto externo del conector macho ubicado en cualquiera de los dos subsistemas.

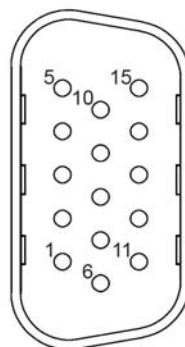


Figura II-11: Patillaje del conector de 15 vías utilizado para la conexión entre los dos subsistemas.

Como se ha indicado mediante este conector será necesario el envío de los 6 bits de configuración del subsistema de adquisición (3 bits para definir la ganancia y 3 bits para la frecuencia de corte), 4 señales de información acondicionadas por las etapas analógicas y la alimentación de 5V necesaria. De esta manera, la tabla II-2 resume utilizando los números de pin de la figura II-11 la utilización de cada uno de los terminales.

Número de pin	Señal
1	Configuración frecuencia de corte: bit 0
2	Configuración ganancia: bit 0
3	Salida: canal 4
4	Alimentación: Referencia
5	Alimentación: Referencia
6	Configuración frecuencia de corte: bit 1
7	Configuración ganancia: bit 1
8	Salida: canal 3
9	Salida: canal 2
10	NC
11	Configuración frecuencia de corte: bit 2
12	Configuración ganancia: bit 2
13	Salida: canal 1
14	Alimentación: +5V
15	Alimentación +5V

Tabla II-2: Relación de pines de los conectores de 15 vías utilizados para el intercambio de información entre subsistemas.

A la vista de la tabla II-1 se observa que se han utilizado un total de 4 pines para las alimentaciones (2 para la señal de 5V y 2 para la de referencia) con el objetivo de mejorar el contacto eléctrico y el paso de la corriente entre ambos subsistemas y un pin se ha dejado sin conectar.

## II.4 Sumario

A lo largo de este apéndice se han expuesto detalles adicionales sobre el equipo de adquisición de señales bioeléctricas explicado ampliamente en el *Capítulo 4: Innovaciones aplicadas a tecnologías de rehabilitación: prototipos desarrollados*. Concretamente se ha descrito la parte correspondiente al subsistema de digitalización y alimentación con todos sus elementos. Adicionalmente, y para aclarar aspectos relativos a las conexiones del equipo, se han presentado los diferentes conectores utilizados, para los electrodos y para la conexión entre subsistemas.





## **Apéndice III: Producción científica y trabajos realizados**

En este apéndice se incluirán todas aquellas contribuciones, publicaciones científicas y trabajos en los que ha participado el autor. De esta manera, se expondrán, en el apartado III.1, todas aquellas publicaciones y tareas desarrolladas en relación directa con la Tesis Doctoral.

En el apartado siguiente, III.2, se mencionarán actividades y publicaciones, artículos, comunicaciones en congresos, divulgación en medios de comunicación y proyectos de investigación, en las que ha participado el autor y que no tienen una relación directa con los contenidos expuestos en esta Tesis Doctoral. Estas actividades adicionales avalan la función investigadora del autor aunque no presentan una relación directa con las Tecnologías de Rehabilitación.

### **III.1 Trabajos relacionados con la Tesis Doctoral**

En este apartado se presentan todas las contribuciones científicas y trabajos relacionados directamente con la Tesis Doctoral: publicaciones (artículos de revista internacionales, capítulos de libro, comunicaciones en congresos), conferencias invitadas, divulgación en medios de comunicación, dirección de proyectos fin de carrera y participaciones en proyectos de investigación.

#### **III.1.1 Artículos de revista**

Título: Wheelchair-based system adapted to disabled people with very low mobility

Autores: Albano Carrera, Alonso A. Alonso, Ramón de la Rosa Steinz, María I. Jiménez Gómez, and Lara del Val

Nombre de la revista: Advances in Intelligent and Soft Computing: Ambient Intelligence – Software and Applications: 2nd International Symposium on Ambient Intelligence (Isami 2011)

Fecha de publicación: Marzo 2011

ISSN: 1867-5662

Volumen: 92

Páginas: 17-24

Factor de impacto JCR: -

Título: Man-Machine Interface System for Neuromuscular Training and Evaluation Based on EMG and MMG Signals

Autores: Ramón de la Rosa, Alonso Alonso, Albano Carrera, Ramón Durán, Patricia Fernández

Nombre de la revista: Sensors

Fecha de publicación: Diciembre 2010

ISSN: 1424-8220

Volumen: 10

Número: 12

Páginas: 11100-11125

DOI: 10.3390/s101211100

Factor de impacto JCR: 1,774

Ranking de la revista: 38 de 73 en la categoría "Chemistry, analytical"

16 de 26 en la categoría "Electrochemistry"

14 de 61 en la categoría "Instruments & instrumentation"

Título: Assistance System for Disabled People: A Robot Controlled by Blinking and Wireless Link

Autores: Lara del Val, María I. Jiménez, Alonso Alonso, Ramón de la Rosa, Alberto Izquierdo, Albano Carrera

Nombre de la revista: Knowledge Management, Information Systems, E-Learning, and Sustainability Research -Communications in Computer and Information Science

Fecha de publicación: Septiembre 2010

ISSN: 1865-0929

Volumen: 111

Páginas: 383-388

Factor de impacto JCR: -

### **III.1.2 Capítulos de libro**

Título: A control system for robots and wheelchairs: its application for people with severe motor disability

Autores: Alonso Alonso, Ramón de la Rosa, Albano Carrera, Alfonso Bahillo, Ramón Durán, Patricia Fernández

Nombre del libro: Mobile Robots – Current Trends, InTech

Fecha de publicación: Octubre 2011

ISBN: 978-953-307-716-1

### **III.1.3 Comunicaciones en congresos**

Título: Estructura y Desarrollo de la Plataforma UVa-NTS: Interfaz Persona-Máquina para Rehabilitación y Evaluación en Lesionados Motores Severos

Autores: Albano Carrera González, Ramón de la Rosa Steinz, Alonso Alonso Alonso, Alfonso Bahillo Martínez

Nombre del evento: IV International Congress on Design, Research Networks, and Technology for All, DRT4all 2011, Fundación ONCE para la Cooperación e Inclusión Social de las Personas con Discapacidad

Lugar: Madrid (España)

Fecha de publicación: Junio 2011

ISBN: 978-84-88934-50-5

Páginas: 394 - 406

Título: Diseño y puesta en marcha de un sistema de adquisición de señales bioeléctricas e integración en la plataforma UVa-NTS

Autores: Albano Carrera González, Ramón de la Rosa Steinz, Benito Peñasco Martín, Ángel Manuel Gil Agudo, Alonso Alonso Alonso

Nombre del evento: XXV Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio, URSI 2010

Lugar: Bilbao (España)

Fecha de publicación: Septiembre 2010

### **III.1.4 Conferencias invitadas**

Título: Sistema Adaptado de Movilidad para Grandes Discapacitados Motores

Autores: Albano Carrera

Nombre del evento: VIII Jornadas de Convergencia Ciencia y Tecnología – Ciencia y Tecnología para la Salud, la Accesibilidad y la Autonomía Personal. Cátedra Fundación Vodafone Universidad de Alcalá

Lugar: Alcalá de Henares (España)

Fecha de publicación: Marzo 2012

### **III.1.5 Divulgación en medios de comunicación**

Título: Silla de ruedas adaptada para discapacitados motores severos

Autores: Alonso Alonso, Ramón de la Rosa, Albano Carrera, Juan José Ortega

Fecha: 9 de febrero 2012

Cadena: RTCYL Canal 8

Título: Silla de ruedas adaptada para discapacitados motores severos

Autores: Albano Carrera, Juan José Ortega

Fecha: 21 de febrero 2012

Cadena: RTCYL Canal 8

### **III.1.6 Dirección de proyectos fin de carrera**

Título: Desarrollo de un sistema de ayudas y soluciones en Tecnologías de Rehabilitación para ambientes controlados (ASTRAC) mediante el empleo de sensores y tecnología inalámbrica Wi-Fi.

Proyectando: Pablo Luis Mayo Herguedas

Co-tutor: Alonso Alonso Alonso

Titulación: Ingeniero Técnico de Telecomunicación. Especialidad en Sistemas de Telecomunicación

Fecha: Marzo 2011

Título: Avances en Tecnologías de Rehabilitación: Comunicación Aumentativa y Apoyo a la Movilidad.

Proyectando: Juan José Ortega Cantón

Co-tutor: Alonso Alonso Alonso

Titulación: Ingeniero de Telecomunicación

Fecha: Marzo 2012

Título: Estudio de viabilidad en electroestimulación sensorial y síntesis de estímulos para bipedestación en FES

Proyectando: Roberto Ferrero Agudiña

Co-tutor: Alonso Alonso Alonso

Titulación: Ingeniero de Telecomunicación

Fecha: Noviembre 2012

Título: Estudio comparativo de las señales EMG y MMG: aplicación en tecnologías de rehabilitación

Proyectando: Judit de la Calzada Cuesta

Co-tutor: Alonso Alonso Alonso

Titulación: Ingeniero de Telecomunicación

Fecha: Previsto julio 2013

### **III.1.7 Participación en proyectos de investigación**

Título: Análisis y desarrollo de sistemas de interacción hombre/máquina mediante señales neuromusculares y de realimentación sensorial basadas en electroestimulación

Tipo: Ayudas para la contratación de personal investigador de reciente titulación universitaria

Fecha de inicio: 5/5/2010

Fecha fin: 29/4/2014

Instituciones: Consejería de Educación de la Junta de Castilla y León  
Fondo Social Europeo

## III.2 Otros trabajos

En este apartado se presentan todos aquellos trabajos en los que ha participado el autor de la Tesis Doctoral pero no tienen relación directa con la misma. Se presentan publicaciones (artículos en revista y comunicaciones en congresos) y proyectos de investigación.

### III.2.1 Artículos de revista

Título: Measurement Procedure to Assess Exposure to Extremely Low Frequency Fields: A Primary School Case-Study

Autores: Alonso Alonso, Alfonso Bahillo, Ramón de la Rosa, Albano Carrera, Ramón Durán, Patricia Fernández

Nombre de la revista: Radiation Protection Dosimetry

Fecha de publicación: Septiembre 2012

ISSN: 0144-8420

Volumen: 151

Número: 3

Páginas: 426-436

DOI: 10.1093/rpd/ncs026

Factor de impacto JCR 2011: 0,822

Ranking de la revista 2011: 165 de 205 en la categoría “Environmental sciences”

20 de 35 en la categoría “Nuclear science & technology”

128 de 157 en la categoría “Public, environmental & occupational health”

101 de 116 en la categoría “Radiology, nuclear medicine & medical imaging”

Título: Campos electromagnéticos asociados a frecuencias extremadamente bajas (ELF) en núcleos poblados

Autores: Albano Carrera González, Ramón de la Rosa Steinz, Alonso Alonso Alonso, Santiago de Castro Alfageme

Nombre de la revista: Revista de Salud Ambiental, Sociedad Española de Sanidad Ambiental

Fecha de publicación: Octubre 2011

ISSN: 1577-9572

Volumen: 11

Número: Especial

Páginas: 32-33

Factor de impacto JCR: -

Título: Parameter Analysis of a Genetic Algorithm to Design Linear Array Geometries

Autores: Lara del Val, María I. Jiménez, Mariano Raboso, Alberto Izquierdo, Juan J. Villacorta, Alonso Alonso, Albano Carrera

Nombre de la revista: Advances in Intelligent and Soft Computing: International Symposium on Distributed Computing and Artificial Intelligence

Fecha de publicación: Marzo 2011

ISSN: 1867-5662

Volumen: 91

Páginas: 217-224

Factor de impacto JCR: -

Título: Campos electromagnéticos asociados a tecnologías inalámbricas IEEE 802.11 (Wi-Fi) y a telefonía móvil GSM/DCS/UMTS en el interior de edificios públicos de la provincia de Valladolid

Autores: Ramón de la Rosa Steinz, Alonso Alonso Alonso, Albano Carrera González, Santiago de Castro Alfageme; Victoria E. de Vega Calonge

Nombre de la revista: Revista de Salud Ambiental, Sociedad Española de Sanidad Ambiental

Fecha de publicación: Junio 2009

ISSN: 1577-9572

Volumen: 9

Número: 1

Páginas: 36-37

Factor de impacto JCR: -

### **III.2.2 Comunicaciones en congresos**

Título: Design, Development and Implementation of a Steering Controller Box for an Automatic Agricultural Tractor Guidance System, Using Fuzzy Logic

Autores: Albano Carrera González, Sergio Alonso García, Jaime Gómez Gil

Nombre del evento/libro: Conferences on Computer, Information and System Sciences, and Engineering (CISSE 2008)/ Technological Developments in Education and Automation

Lugar: Bridgeport (EEUU)

Fecha de publicación: Diciembre 2008/Enero 2010

ISBN: 978-90-481-3655-1

Páginas: 153-158

### **III.2.3 Divulgación en medios de comunicación**

Título: Estación terrena de seguimiento de satélites ETSIT. Misión STRaND-1

Autores: Ramón de la Rosa, Albano Carrera, Samuel Adrián Peña; Asociación de Radio-telecomunicaciones

Fecha: 7 de marzo 2013

Cadena: RTCYL Canal 7 y Canal 8

### **III.2.4 Participación en proyectos de investigación**

Título: Medición de campos electromagnéticos (EM) 2012-13

Tipo: Artículo 83 Investigación

Fecha de inicio: 4/7/2012

Fecha fin: 4/7/2013

Empresa: Comunica AMG.

Título: Medición de campos electromagnéticos

Tipo: Artículo 83 Investigación

Fecha de inicio: 2/1/2011

Fecha fin: 30/12/2011

Empresa: Comunica AMG.

Título: Convenio para regular compromisos y condiciones aplicables a la concesión de una subvención nominativa para el desarrollo durante 2010 de un programa de medición de parámetros físico-químicos ambientales en Castilla y León: bajas frecuencias electromagnéticas

Tipo: Convenios: Entidades Públicas

Fecha de inicio: 26/5/2010

Fecha fin: 1/11/2010

Institución: Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León

Título: Convenio entre la Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León y la UVa para el desarrollo en el año 2009 de un programa de medición de parámetros físico-químicos ambientales en Castilla y León: bajas frecuencias electromagnéticas y emisiones de radiofrecuencia

Tipo: Convenios: Entidades Públicas

Fecha de inicio: 15/6/2009

Fecha fin: 20/11/2009

Institución: Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León

Título: Convenio entre la Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León y la Universidad de Valladolid para realizar en el año 2008 la medición del ambiente electromagnético debido a las emisiones de ondas de radiofrecuencia en las ciudades de León y Soria.

Tipo: Convenios: Entidades Públicas

Fecha de inicio: 29/4/2008

Fecha fin: 30/9/2008

Institución: Consejería de Sanidad de la Junta de Castilla y León





## Glosario

### A

A, mA,  $\mu$ A, pA: Amperio, unidad de medida de la intensidad de corriente eléctrica en el sistema internacional. Se define como la intensidad de una corriente constante que manifestándose y manteniéndose en dos conductores paralelos, rectilíneos, de longitud infinita, sección circular despreciable y colocados en el vacío a una distancia de un metro uno del otro, produciría una fuerza de atracción entre ellos de  $2 \cdot 10^{-7}$  newtons por metro de longitud. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: miliamperio (mA,  $10^{-3}$  A), microamperio ( $\mu$ A,  $10^{-6}$  A) y picoamperio (pA,  $10^{-12}$  A).

ADP: Adenosín Difosfato. Nucleótido difosfato, compuesto químico formado por un nucleósido, base nitrogenada púrica de adenina y azúcar de tipo pentosa ribosa, y dos radicales fosfato unidos entre sí.

Aferente: En un sistema biológico, formación anatómica que transmite sustancias o impulsos energéticos desde una parte del organismo a otra que respecto de la primera es considerada central. Análogamente, en un sistema electrónico, dispositivo encargado de captar señales de una determinada naturaleza y llevarlas hacia el núcleo central.

*Aliasing*: Asociado al procesado de señales, el *aliasing* es un efecto que provoca solapamientos de señales de diferentes frecuencias en el momento de realizar conversiones analógico-digitales.

Angstrom, Å: Medida de longitud que equivale a la diezmilmillonésima parte del metro,  $10^{-10}$  m, utilizada comúnmente con longitudes de onda y distancias moleculares y atómicas.

Arduino: Plataforma hardware libre para la realización de prototipos, basada en microcontroladores y con un entorno de desarrollo propio.

ATP: Adenosín Trifosfato. Nucleótido trifosfato, compuesto químico formado por un nucleósido, base nitrogenada púrica de adenina y azúcar de tipo pentosa ribosa, y tres radicales fosfato unidos entre sí.

ATPasa: Enzima perteneciente al subconjunto de éstas que son capaces de producir la hidrólisis del ATP en ADP y un ión fosfato libre.

AU: Adaptación al Usuario (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

### B

BCI: Interfaz Cerebro Computador, del inglés *Brain Computer Interface*.

**Bipedestación:** Capacidad para mantenerse erguido y andar sobre las extremidades inferiores que poseen los humanos y algunos animales.

**BJT:** Transistor de Unión Bipolar, del inglés *Bipolar Junction Transistor*. Dispositivo electrónico de estado sólido formado por dos uniones PN y que permite controlar el paso de corriente a través de sus terminales.

**Bluetooth:** Especificación industrial para redes de área personal que permite comunicaciones de datos entre dispositivos utilizando la banda de radiofrecuencia en torno a 2,4 GHz.

## C

**C:** Capacidad (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

**Ca<sup>++</sup>:** Ión calcio.

**CECR:** Correcta Elección de la Capacidad Remanente utilizada (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

**CM:** Comodidad (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

**Cl<sup>-</sup>:** Ión cloruro.

**CMRR:** Razón de rechazo al modo común o, simplemente, rechazo al modo común, del inglés *Common Mode Rejection Ratio*. En los amplificadores diferenciales es la tendencia que tiene el dispositivo a eliminar, de su salida, las señales de entrada comunes en sus dos terminales.

**Convertidor DC-DC:** Dispositivo que transforma corriente continua de una tensión a otra.

**CT:** Coste (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

## D

**DAC:** Convertidor digital a analógico, del inglés *Digital-to-Analog Converter*. Dispositivo que transforma un código digital en una señal analógica.

**dB:** Decibelio, unidad logarítmica relativa y adimensional utilizada para expresar relaciones entre diferentes magnitudes.

**DC:** Corriente continua, del inglés *Direct Current*. Flujo continuo de electrones a través de un conductor entre dos puntos de diferente potencial.

**DIP:** *Dual In-line Package*. Es una forma de encapsulamiento común en los circuitos integrados electrónicos, los pines se encuentran colocados en dos hileras y con separación estándar de 2,54 mm entre pines de la misma hilera y 7,62 mm entre las dos hileras.

**Distrofia muscular:** Grupo de enfermedades genéticas que causa debilidad y degeneración progresiva de los músculos esqueléticos encargados del movimiento corporal voluntario.

**DSP:** *Digital Signal Processor*. Un procesador digital de señales es un tipo de microprocesador especializado, optimizado para aplicaciones que requieren operaciones matemáticas numéricas a muy alta velocidad.

## E

**ECG:** Electrocardiograma: Registro de biopotenciales generados por los músculos del corazón.

**EEG:** Electroencefalograma. Registro de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro.

## GLOSARIO

- EGG: Electrogastrograma. Registro de las señales electromiográficas asociadas con los movimientos peristálticos del tracto gastrointestinal.
- EMG: Electromiograma. Registro de la actividad eléctrica de los músculos.
- EOG: Electrooculograma. Registro de la actividad eléctrica del ojo, midiendo las variaciones del potencial córnea-retina.
- EP: Potenciales evocados, del inglés *Evoked Potentials*. Modificación del potencial eléctrico del sistema nervioso en función de un estímulo externo.
- ERG: Electrorretinograma. Registro de los potenciales bioeléctricos de la retina del ojo.
- Eferente: En un sistema biológico, formación anatómica que transmite sustancias o impulsos energéticos desde una parte del organismo a otra que respecto de la primera es considerada periférica. Análogamente, en un sistema electrónico, dispositivo encargado de sintetizar señales en su núcleo y transmitir las hacia el exterior.
- ESD: Descarga electrostática, del inglés *Electrostatic Discharge*.
- ETSIT. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación. Centro universitario donde se ha realizado la mayor parte del trabajo de la Tesis Doctoral.

## F

- F,  $\mu\text{F}$ , pF: Faradio, unidad de la capacidad eléctrica en el sistema internacional. Se define como la capacidad de un condensador eléctrico cargado con un culombio y con una diferencia de potencial de un voltio. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: microfaradio ( $\mu\text{F}$ ,  $10^{-6}$  F) y picofaradio (pF,  $10^{-12}$  F).
- $f_c$ : Frecuencia de codo, en inglés *corner frequency*. En análisis de ruido se designa  $f_c$  a la frecuencia de cambio entre la prevalencia del ruido *flicker* y el ruido blanco.
- $f_{\text{HPF}}$ : Frecuencia de corte paso-alto, frecuencia a partir de la cuál un filtro paso-alto no produce atenuación. Normalmente se toma como frecuencia de corte aquella para la que se produce una reducción de 3 dB respecto al nivel de referencia.
- $f_{\text{LPF}}$ : Frecuencia de corte paso-bajo, frecuencia a partir de la cuál un filtro paso-bajo comienza a atenuar. Normalmente se toma como frecuencia de corte aquella para la que se produce una reducción de 3 dB respecto al nivel de referencia.
- FES: Estimulación Eléctrica Funcional, del inglés *Functional Electrical Stimulation*. Técnica de estimulación para el entrenamiento o reemplazo de actividades neuromusculares perdidas.
- FET: Transistor de efecto de campo, del inglés *Field-Effect Transistor*. Dispositivo eléctrico basado en el control, mediante campo eléctrico, de la conductividad de un canal de material semiconductor.
- FI: Fiabilidad de la Interfaz (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).
- Filtro *antialiasing*: Filtro paso-bajo utilizado para evitar solapamientos frecuenciales (*aliasing*) cuando se va a realizar un proceso de muestreo.
- Front-end*: Cabecera; normalmente, se utiliza este término para designar la primera etapa de un sistema electrónico.

## G

- G: Ganancia de un determinado dispositivo o etapa electrónica; magnitud que expresa la relación entre la amplitud de una señal de salida respecto a la de la señal de entrada.

## H

H, mH,  $\mu\text{H}$ : Henrio, unidad de inductancia en el sistema internacional. Se define como la inductancia de un circuito cerrado en el que se produce una fuerza electromotriz de un voltio cuando la corriente eléctrica varía de forma uniforme a razón de un amperio por segundo. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: milihenrio (mH,  $10^{-3}$  H) y microhenrio ( $\mu\text{H}$ ,  $10^{-6}$  H).

Herramienta *espacio*: Aplicación incluida en la plataforma UVa-NTS, consiste en un espacio de navegación bidimensional que se controla con dos canales de registro de electromiograma en función del esfuerzo muscular realizado.

Histéresis: Fenómeno por el que el estado de un material o proceso depende de su historia previa, no sólo de sus circunstancias actuales.

HMI: Interfaz humano máquina, del inglés *Human Machine Interface*. Dispositivo utilizado como instrumento para el envío de comandos concretos a una máquina o sistema como extensión del cuerpo humano.

HNP/HNPT: Hospital Nacional de Paraplégicos o Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Centro hospitalario nacional de referencia donde se han realizado pruebas con las interfaces presentadas en la Tesis Doctoral.

HPF: Filtro paso-alto, del inglés *High-Pass Filter*. Dispositivo electrónico que selecciona la información correspondiente a altas frecuencias, eliminando, a su vez, la de bajas frecuencias. Suele definirse una frecuencia de corte a partir de la cuál dejan de ser eliminadas las componentes de frecuencia.

Hz, kHz, MHz, mHz: Hercio, unidad de frecuencia del sistema internacional. Se define como la frecuencia de un fenómeno cuyo periodo es de un segundo. Se utilizan los múltiplos y submúltiplos del sistema internacional: kilohercio (kHz,  $10^3$  Hz), megahercio (MHz,  $10^6$  Hz) y milihercio (mHz,  $10^{-3}$  Hz).

## I

I+D+i: Investigación, desarrollo e innovación.

IA: Amplificador de instrumentación, del inglés *Instrumentation Amplifier*. Dispositivo de ganancia diferencial creado a partir de amplificadores operacionales que permite obtener características ventajosas para algunas aplicaciones: alta impedancia de entrada y elevado CMRR.

IA: Interacción Autónoma o automática (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

$I_{\text{bias}}$ : Corriente de polarización; en un amplificador operacional es la corriente promedio que circula por las entradas del circuito.

IC: Circuito integrado, del inglés *Integrated Circuit*. Combinación de elementos de circuito miniaturizados que se alojan en un único soporte.

ICM: Interfaces con señales de electroencefalograma o Interfaces Cerebro-Máquina (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

IEMGEOG: Interfaces EMG/EOG durante el movimiento muscular voluntario (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

IEX: Sistemas basados en Inspiraciones y Expiraciones (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

## GLOSARIO

**IGBT:** Transistor bipolar de puerta aislada, del inglés *Insulated Gate Bipolar Transistor*. Dispositivo semiconductor que posee las características de los transistores FET combinadas con algunos parámetros propios de los transistores bipolares BJT.

**IMRSSB:** Interfaces basadas en la detección de Movimientos Residuales pero Sin utilizar Señales Bioeléctricas (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

**Interfaz:** Dispositivo utilizado como instrumento para el envío de comandos concretos a una máquina o sistema como extensión del cuerpo humano.

**I<sub>RMS</sub>:** Corriente de valor eficaz. Ver RMS.

## J

**Jack de alimentación:** Conector de dos vías con formato coaxial, conductor externo e interno, utilizado comúnmente para la alimentación de aparatos electrónicos.

**Joystick.** Palanca de control con movimientos posibles sobre dos ejes, permitiendo conseguir movimientos polares continuos hasta una determinada amplitud y para los 360° posibles. En una silla de ruedas se utiliza para el control de la dirección y la velocidad de movimiento.

## K

**K<sup>+</sup>:** Ión potasio.

## L

**LEB:** Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería. Laboratorio de investigación ubicado en la ETSIT donde se ha realizado el trabajo de investigación de la Tesis Doctoral.

**Led:** Diodo emisor de luz, acrónimo del inglés *Light-Emitting Diode*. Es un dispositivo semiconductor que emite luz cuando es polarizado debidamente.

**Lenguaje C:** Lenguaje de programación muy eficiente de alto nivel, aunque permite estructuras de bajo nivel. Además, permite su compilación en la mayoría de sistemas operativos conocidos.

**Lenguaje C++:** Lenguaje de programación que permite incluir la manipulación de objetos al lenguaje C.

**Lesión medular:** Alteración (contusión, desgarro parcial o desgarro completo) de la médula espinal que puede provocar problemas de sensibilidad, de reflejos y/o de movilidad. Las lesiones medulares pueden tener diferentes efectos en función del nivel de la lesión, es decir, la altura a la que se produzca la alteración: zona cervical (niveles C1-C8), zona torácica (niveles T1-T12), zona lumbar (niveles L1-L5) y zona sacra (niveles S1-S2). Además, la escala ASIA define 5 grados de afectación neurológica: A lesión completa sensitivo-motora, B lesión incompleta sensitiva completa motora, C lesión incompleta sensitivo motora no útil, D lesión incompleta sensitivo motora útil y E ausencia lesión.

**Li-ion:** Utilizado para denominar a las baterías de ión de litio.

**LPF:** Filtro paso-bajo, del inglés *Low-Pass Filter*. Dispositivo electrónico que selecciona la información correspondiente a bajas frecuencias, eliminando, a su vez, la de altas frecuencias. Suele definirse una frecuencia de corte a partir de la cuál son eliminadas las componentes de la señal.

## M

m, cm, mm,  $\mu\text{m}$ , nm: Metro, unidad de longitud en el sistema internacional. Se define como la longitud del trayecto recorrido en el vacío por la luz durante un tiempo de  $1/299792458$  de segundo. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: centímetro (cm,  $10^{-2}$  m), milímetro (mm,  $10^{-3}$  m), micrometro ( $\mu\text{m}$ ,  $10^{-6}$  m) y nanometro (nm,  $10^{-9}$  m).

MATLAB: Abreviatura del inglés *MATrix LABORatory*. Es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Disponible para diferentes sistemas operativos.

$\mu\text{C}$ : Abreviatura de microcontrolador.

MCD: Modo de Corriente Discontinua, es uno de los modos de funcionamiento de los convertidores DC-DC.

MCP: Modo de Corriente Permanente, es uno de los modos de funcionamiento de los convertidores DC-DC.

$\text{Mg}^{++}$ : Ión magnesio.

*MioPong*: Aplicación incluida en la plataforma UVa-NTS, consiste en una versión del famoso juego del *Pong* de *Atari Interactive* que se controla utilizando esfuerzos controlados de diferentes grupos musculares.

MMG: Mecanomiograma. Registro de la actividad mecánica producida por la contracción muscular.

MOSFET: Transistor de efecto de campo metal-óxido-semiconductor, del inglés *Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*. Es un dispositivo utilizado para amplificar y conmutar señales electrónicas.

## N

$\text{Na}^+$ : Ión sodio.

NC: No Conectado.

NiCd: Utilizado para denominar a las baterías de níquel cadmio.

NiMH: Utilizado para denominar a las baterías de níquel e hidruro metálico, siglas en inglés *Nickel-Metal Hydride*.

NMES: Electroestimulación neuromuscular, del inglés *Neuromuscular Electrical Stimulation*. Técnica de estimulación para el entrenamiento o reemplazo de actividades neuromusculares perdidas.

## O

$\text{O}_2$ : Oxígeno, fórmula molecular.

*Offset*: Desplazamiento, hablando de voltajes hace referencia al valor DC sobre el que se encuentra la señal de interés. Si el valor sobre el que se sitúa la señal es nulo, no existe *offset*.

$\Omega$ ,  $\text{k}\Omega$ ,  $\text{M}\Omega$ : Ohmio, unidad de resistencia eléctrica en el sistema internacional. Se define como la resistencia eléctrica que da paso a una corriente de un amperio cuando entre sus extremos existe una diferencia de potencial de un voltio. Se utilizan los múltiplos del sistema internacional: kilohmio ( $\text{k}\Omega$ ,  $10^3 \Omega$ ) y megaohmio ( $\text{M}\Omega$ ,  $10^6 \Omega$ ).

$\omega_c$ : Frecuencia de corte. Utilizado para el cálculo de la frecuencia de corte de filtros cuya respuesta en frecuencia viene expresada por la función de transferencia  $H(\omega)$ .

## GLOSARIO

*Opamp*. Abreviación de amplificador operacional, del inglés *operational amplifier*. Circuito electrónico de propósito general utilizado en multitud de aplicaciones que presenta dos entradas y una salida.

## P

PA: Potencial de Acción, es un impulso eléctrico, ocasionado por los diferentes iones presentes en el metabolismo, que viaja a lo largo de la membrana celular de algunos tipos de células. Se utiliza para la transmisión de información entre diferentes tejidos corporales.

PCB: Placa de circuito impreso, del inglés *Printed Circuit Board*. Es una superficie que incorpora pistas de material conductor sobre un soporte no conductor, su funcionalidad es la interconexión de diferentes dispositivos soldados sobre ella.

PD: Detector de fase, del inglés *Phase Detector*. Dispositivo electrónico que genera una señal de voltaje que representa la diferencia de fase de dos señales de entrada.

PEPS: Potencial Excitatorio PostSináptico.

PIPS: Potencial Inhibitorio PostSináptico.

Plataforma UVa-NTS: Plataforma de entrenamiento neuromuscular de la Universidad de Valladolid, del inglés *University of Valladolid – Neuromuscular Training System*. Se compone de un conjunto de aplicaciones informáticas incluidas dentro de un mismo paquete y un sistema de adquisición y acondicionamiento hardware construido. La parte *software* incorpora diferentes aplicaciones que permiten ser controladas utilizando contracciones musculares voluntarias.

PLL: Bucle enganchado en fase, del inglés *Phase Locked Loop*. Dispositivo electrónico realimentado que genera una señal de salida relacionada en fase con una señal de referencia. Se compone de un detector de fase, un filtro paso-bajo y un oscilador controlado por tensión.

*Pong*: Videojuego de la primera generación de videoconsolas basado en el deporte del tenis de mesa. En el juego se tiene control sobre una paleta que se mueve verticalmente y el objetivo es derrotar al oponente, humano o máquina, golpeando a una pelota, que se mueve por la pantalla, fuera del alcance del contrincante.

Protocolo de pruebas: Conjunto de ejercicios realizados con cualquiera de las interfaces o sistemas desarrollados para comprobar su funcionalidad o realizar tareas concretas de rehabilitación.

Puente H: Circuito electrónico construido a partir de transistores que permite obtener señales de diferente amplitud y polaridad.

PWM: Modulación de ancho de pulso, del inglés *Pulse Width Modulation*. Es una técnica de modulación en la que la información se incluye en el ciclo de trabajo de una señal periódica.

## R

RC: Red resistencia-condensador. Suele emplearse para designar estructuras electrónicas que emplean únicamente estos elementos o para ecuaciones de productos de magnitudes resistivas y capacitivas.

RCP: Rapidez y Coste de Procesado (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

*Read-out*: Información visual presentada por un dispositivo electrónico.

REM: Movimiento ocular rápido, del inglés *Rapid Eye Movement*. Es un proceso denominado sueño paradójico y está caracterizado porque, durante el sueño, el EEG de un sujeto se parece más al de una persona despierta.

Resistencias en T: Red de tres o más resistencias colocadas formando una T, de forma que se presenta un bloque con tres terminales: entrada, salida y señal de referencia.

RFID: Identificación por radiofrecuencia, del inglés *Radio Frequency IDentification*. Permite la transmisión de información, fundamentalmente identidades de objetos o lugares, mediante campos electromagnéticos incorporando etiquetas en los objetos o ubicaciones de interés.

RMS, rms: Valor eficaz, del inglés *Root Mean Square*. Para un voltaje o corriente variable se define el valor eficaz como el valor de un voltaje o corriente constante que al circular por una determinada resistencia disipa la misma potencia que el voltaje o corriente variable.

Robot de vigilancia: Dispositivo móvil equipado con una cámara que permite a un determinado sujeto visualizar en tiempo real una dependencia diferente a aquella en la que se encuentra.

Ruido: En electrónica se considera ruido a todas las perturbaciones que interfieren sobre las señales de interés que son transmitidas y/o procesadas.

Ruido blanco: Tipo de ruido, es una señal aleatoria caracterizada por la no correlación estadística de sus valores en dos instantes de tiempo diferentes. Por lo tanto, la densidad espectral de potencia es una constante lo que quiere decir que su gráfica relacionada con la frecuencia es plana.

Ruido *flicker*: Tipo de ruido, también llamado ruido rosa o ruido 1/f, es una señal cuya densidad espectral de potencia es inversamente proporcional a la frecuencia.

## S

s, ms,  $\mu$ s: Segundo, unidad de tiempo en el sistema internacional. Se define como 9192631770 periodos de la radiación correspondiente a la transición entre los dos niveles hiperfinos del estado fundamental del átomo de cesio 133. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: milisegundos (ms,  $10^{-3}$  s) y microsegundo ( $\mu$ s,  $10^{-6}$  s).

s/div: Segundos por división, en las representaciones gráficas de algunos dispositivos electrónicos cada división horizontal de la cuadrícula equivale a un segundo.

SCV: Sistemas basados en Cámaras de Video (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

Sesión de consolidación (pruebas plataforma UVa-NTS): Segunda y siguientes sesiones del protocolo de pruebas para rehabilitación de lesionados medulares con nivel C7 utilizando la plataforma UVa-NTS.

Sesión de familiarización (pruebas plataforma UVa-NTS): Primera de las sesiones del protocolo de pruebas para rehabilitación de lesionados medulares con nivel C7 utilizando la plataforma UVa-NTS.

*Sketch*: Programa para la plataforma de prototipos hardware Arduino.

SLE: Sistemas basados en seguimientos de la Lengua (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

SNC: Sistema Nervioso Central, una de las dos grandes partes en las que se divide el sistema nervioso humano, formado por el encéfalo y la médula espinal.

*Sniffing*: Acción de inspirar y expirar de forma voluntaria.

SOIC: Circuito integrado de pequeño perfil, del inglés *Small-Outline Integrated Circuit*. Es una forma de encapsulamiento común en los circuitos integrados electrónicos, que ocupa un



## GLOSARIO

área alrededor del 30-50% menos que el encapsulamiento DIP y un grosor del 70% menos. Los pines se encuentran colocados en dos hileras a una distancia entre pines que depende del número de éstos que tenga el IC, para un SOIC 14 la distancia entre pines es de 1,27 mm y de 5,8mm entre hileras.

SRV: Sistemas de Reconocimiento de Voz (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

SSI: Sistemas basados en Sensores Inerciales (siglas utilizadas en el *Capítulo 3: Metodología. El cuerpo humano como sistema*).

Sustitución sensorial: Proceso de transformación de estímulos de una vía sensorial a otra, de manera que un usuario con deficiencias en alguno de sus sentidos pueda ser capaz de captar información completa del entorno.

## T

Telepresencia: Proceso por el que una persona puede sentir que está en una ubicación distinta a la que se encuentra. Mediante un robot con cámara incorporada se permite a un usuario remoto moverse libremente por el espacio, visualizando en tiempo real y permitiendo una comunicación bidireccional de audio.

TENS: Electroestimulación nerviosa transcutánea, del inglés *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*, consiste en la aplicación de estimulación nerviosa partiendo de corrientes eléctricas para propósitos terapéuticos.

TR: Tecnologías de Rehabilitación, aplicación de la tecnología al servicio de la rehabilitación y mejora de la calidad de vida y autonomía personal de personas con discapacidad o dependientes.

## U

UVa-NTS: Ver plataforma UVA-NTS.

## V

V, mV,  $\mu\text{V}$ : Voltio, unidad de potencial eléctrico y fuerza electromotriz en el sistema internacional. Se define como la diferencia de potencial que hay entre dos puntos de un conductor cuando al transportar entre ellos un culombio se realiza el trabajo de un julio. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: milivoltios (mV,  $10^{-3}$  V) y microvoltios ( $\mu\text{V}$ ,  $10^{-6}$  V).

V/div, mV/div: Voltios por división, en las representaciones gráficas de algunos dispositivos electrónicos cada división vertical de la cuadrícula equivale a un voltio. Se utilizan los submúltiplos del sistema internacional: milivoltios por división (mV/div,  $10^{-3}$  V/div).

VCA: Amplificador controlado por tensión, del inglés *Voltage Controlled Amplifier*. Es un amplificador cuya ganancia viene fijada por un nivel de voltaje en una patilla de control.

Vdc: Voltios de corriente continua, del inglés *Volts of Direct Current*. Ver DC.

VibroControl: Aplicación informática de comunicación aumentativa controlada con una interfaz aferente adaptada a la discapacidad motora severa. Incorpora diferentes herramientas entre ellas un teclado y un ratón adaptados.

$v_n$ : Voltaje de ruido.

$v_{nw}$ : Nivel de voltaje de ruido blanco.

$V_{\text{offset}}$ : Voltaje DC de desplazamiento: Ver *offset*.

$v_{pp}$ : Voltaje pico-pico, en señales de tensión variable hace referencia a la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo que toma la señal.

$v_{rms}$ : Voltaje de valor eficaz. Ver RMS.

## **W**

**W**: Vatio, unidad de potencia eléctrica en el sistema internacional. Se define como la potencia eléctrica producida por una diferencia de potencial de un voltio y una corriente eléctrica de un amperio; equivale a un julio por segundo.

*Web*: Sistema de interconexión de documentos de hipertexto a los que se accede a través de Internet.