



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE MASTER

MASTER UNIVERSITARIO EN INVESTIGACIÓN
EN TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN Y LAS COMUNICACIONES

**Investigación y desarrollo de interfaces para
discapacidad: interfaz mixta EMG-MMG para
recoger actividad muscular voluntaria**

Autor:

D. Diego Díaz Casado

Tutor:

Dr. D. Alonso Alonso Alonso

Valladolid, 10 de Septiembre de 2014

TÍTULO: Investigación y desarrollo de interfaces para discapacidad: interfaz mixta EMG-MMG para recoger actividad muscular voluntaria

AUTOR: D. Diego Díaz Casado

TUTOR: Dr. D. Alonso Alonso Alonso

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

Tribunal

PRESIDENTE: Dr. D. Ignacio de Miguel Jiménez (TSC)

VOCAL: Dr. D. Jaime Gómez Gil (IT)

SECRETARIO: Dr. D. Javier Aguiar Pérez (TSC)

FECHA: 10 de Septiembre de 2014

CALIFICACIÓN:

Resumen del TFM

En las actividades de la vida diaria, los seres humanos realizamos multitud de movimientos gracias a nuestros músculos. Estos músculos generan señales biológicas que son capaces de ser registradas en la superficie de la piel, mediante los sensores adecuados, permitiendo extraer información sobre la actividad muscular. Tradicionalmente, la señal electromiográfica (EMG) es la empleada para recabar dicha información. Sin embargo, gracias a los avances técnicos de los últimos 20 años, la señal mecanomiográfica (MMG) se destaca como una alternativa más eficiente para su uso clínico o en tecnologías de rehabilitación.

En el presente Trabajo Final de Máster, se propone el desarrollo de una interfaz mixta que permita el registro y acondicionamiento de las señales EMG y MMG de forma simultánea en el mismo lugar muscular. Además se propone un protocolo experimental en sujetos, para registrar ambas señales cuando se somete a los músculos a fatiga y a distintos niveles de contracción. La información recogida por la interfaz mixta será analizada empleando métodos frecuenciales y en el dominio del tiempo.

Palabras clave

Mecanomiografía MMG, Electromiografía EMG, Contracción muscular isométrica, Máxima Contracción Voluntaria, Fátiga muscular, Interfaz mixta.

Abstract

In activities of daily living, humans perform many movements thanks to our muscles. These muscles generate biological signals that are able to be recorded on the surface of the skin, using the appropriate sensors and it is possible to extract information about muscle activity. Traditionally, the electromyographic signal (EMG) is used to collect such information. However, thanks to the technical advances of the last 20 years, the mechanomyographic signal (MMG) stands out as an alternative more efficient signal for clinical uses or rehabilitation technologies.

In this Final Master Work, the development of a mixed interface that allows the recording and conditioning of EMG and MMG signals simultaneously on the same muscle location is proposed. Moreover an experimental protocol in subjects is proposed to record both signals when exposed to fatigue and muscle at different levels of contraction. The information collected by the mixed interface will be analyzed using frequential methods and time domain.

Keywords

Mechanomyography MMG, Electromyography EMG, isometric muscle contraction, Maximum Voluntary Contraction, muscle fatigue, mixed interface.

Agradecimientos

En primer lugar, agradecer a mis padres, porque sin su esfuerzo, entrega y sacrificios no podría haber llegado nunca hasta aquí y por supuesto a Amalia por su apoyo y comprensión.

Deseo agradecer también a Alonso Alonso y Albano Carrera por su ayuda constante, además de por sus consejos, recomendaciones y experiencia, sin los cuales no habría sido posible culminar el presente trabajo.

Índice general

1. Introducción	7
1.1. Objetivo	8
1.2. Metodología	8
1.3. Estructura de trabajo	9
2. Conocimientos previos	11
2.1. Descripción biológica del origen y funcionamiento de las señales biomédicas	11
2.2. Señal de Electromiograma	22
2.2.1. Técnicas para la captación de EMG:	22
2.2.2. Electrodo s superficiales para la captación de la señal EMG:	23
2.2.3. Factores que afectan al correcto registro de las señales EMG:	24
2.3. Señal de Mecanomiograma	27
2.3.1. Breve reseña histórica:	28
2.3.2. Métodos de detección:	28
2.4. Aplicaciones prácticas de las señales EMG y MMG	33
2.4.1. Aplicaciones de control protésico y tecnologías de rehabilitación	33
2.4.2. Aplicaciones de diagnóstico médico	34
3. Interfaz mixta EMG-MMG	37
3.1. Desarrollo de la interfaz	37
3.1.1. Sistema de captación de EMG:	39
3.1.2. Sistema de captación de MMG:	40
3.2. Circuitos de acondicionamiento para las señales	43
3.2.1. Circuito de acondicionamiento para la señal de EMG	43
3.2.2. Circuito de acondicionamiento para la señal de MMG	45
3.3. Circuitos completos de acondicionamiento:	50
4. Experimentación en sujetos y resultados	53
4.1. Población de los sujetos experimentales	53
4.2. Protocolo experimental	54
4.2.1. Requerimientos posturales	55
4.2.2. 1ª fase - Protocolo para observar la fatiga muscular:	56
4.2.3. 2ª fase - Protocolo para distinguir distintos niveles de contracción	58
4.3. Análisis de los datos	58
4.3.1. Tratamiento de los datos obtenidos en la primera fase del protocolo	59

4.3.2. Tratamiento de los datos obtenidos en la segunda fase del protocolo	60
4.4. Resultados	60
4.4.1. Resultados del primer protocolo experimental	60
4.4.2. Resultados del segundo protocolo experimental	63
5. Conclusiones y futuras líneas de investigación	67
5.1. Conclusiones	67
5.2. Futuras líneas de investigación	69
Bibliografía	71
A. Datos recogidos de los distintos sujetos	79
B. Representaciones gráficas de los resultados obtenidos	83
C. Codigos empleados para la realización de este TFM	115
C.1. Códigos de Matlab	115
C.2. Códigos de SED	116

Índice de figuras

2.1. Tipos de tejido muscular.	12
2.2. Contracción muscular.	13
2.3. Impulso nervioso.	14
2.4. Huesos del brazo.	15
2.5. Músculos del brazo.	16
2.6. Articulación del codo.	17
2.7. Capas de la piel.	18
2.8. Sistema Nervioso Central y periférico.	19
2.9. Vías motoras y sensitivas.	20
2.10. Acciones llevadas a cabo por los sistemas simpático y parasimpático.	21
2.11. Electrodo de aguja de distintos tamaños empleados en registros de EMG intramuscular.	22
2.12. Esquema y circuito equivalente correspondiente al contacto entre el electrodo y la piel.	23
2.13. Esquema de un registro EMG bipolar con uso de electrodo de referencia.	24
2.14. Diferentes resultados temporales y frecuenciales en función de la zona muscular en la que se ubique el electrodo.	25
2.15. Posición óptima del electrodo en el músculo para el registro de EMG.	27
2.16. Esquema de la generación de las señales de Mecanomiografía.	27
2.17. Esquema representativo del principio de funcionamiento de los sensores de distancia láser.	29
2.18. Esquema del experimento realizado por Orizio, mediante sensores de distancia láser sobre un gato	30
2.19. Micrófono comercial de ENDEVCO	31
2.20. Esquema del funcionamiento de un brazo protésico controlado mediante EMG	34
3.1. Electrodo de Plata/Cloruro de Plata empleado.	37
3.2. Sensores de vibración piezoeléctricos.	38
3.3. Perforaciones en la placa.	39
3.4. Tres electrodos de Ag/AgCl montados en el sensor	40
3.5. Muelles que permiten la basculación	41
3.6. Cilindro móvil basculante	41
3.7. Sistema de captación MMG sin simular la presión de la piel	42
3.8. Sistema de captación MMG simulando la presión de la piel	42
3.9. Amplificador de instrumentación INA114	44

3.10. Esquema de la configuración interna del amplificador de instrumentación INA114	44
3.11. Circuito completo para el acondicionamiento de la señal EMG	45
3.12. Esquema de la configuración y banda frecuencial de ganancia para un amplificador operacional en modo de amplificador de voltaje.	46
3.13. Esquema de la configuración de un amplificador de carga ideal.	47
3.14. Esquema de la configuración de un amplificador de carga real.	48
3.15. Banda de paso del circuito con frecuencia de corte máxima y mínima. . .	48
3.16. Configuración interna del integrado TL082 de la casa Texas Instruments .	49
3.17. Esquema de la disposición circuital de acondicionamiento para las señales EMG y MMG	50
3.18. Conector en forma de peine, y zocalo sobre el que introduce, para realizar la conexión	50
3.19. Vista superior de los circuitos de acondicionamiento de las señales EMG y MMG	51
3.20. Esquema y fotografía del conector CIRDIN5-R empleado para conectar los circuitos de acondicionamiento al prototipo para la conexión al orde- nador	52
3.21. Bloques funcionales del sistema de adquisición, tratamiento y representación de los datos.	52
4.1. Ubicación de la interfaz mixta en el bíceps de un sujeto.	55
4.2. Posición de los sujetos para la realización de las distintas pruebas.	56
4.3. Posición del dinamómetro respecto del sujeto	57
4.4. Representación temporal de ambas señales para el sujeto 2	62
4.5. Gráfica de los valores RMS de las señales EMG y MMG normalizadas para los distintos niveles de contracción	63
4.6. Representación temporal de la señal EMG sel sujeto 2 para distintos esta- dos de contracción	64
4.7. Representación temporal de la señal MMG sel sujeto 2 para distintos es- tados de contracción	65

Capítulo 1

Introducción

En el día a día cotidiano, los seres humanos realizan de forma voluntaria o involuntaria multitud de movimientos musculares necesarios para vestirse, alimentarse, respirar, mantenerse en pie... Estos movimientos son posibles de realizar gracias al control que el sistema neuronal ejerce sobre el sistema muscular.

Toda esta actividad del ser humano, genera gran cantidad de señales biomédicas, de tipo mecánico, eléctrico o químico. Estas señales pueden ser registradas y analizadas, mediante las técnicas adecuadas, para posteriormente ser empleadas en distintos campos médicos y de rehabilitación. Con ello se pueden detectar posibles patologías o bien paliar los problemas que se puedan derivar de ellas, como por ejemplo el control protésico.

Entre la multitud de señales biológicas que genera el cuerpo humano, el presente Trabajo Final de Máster se centrará en el análisis de la señal eléctrica Electromiográfica (EMG) y la señal mecánica Mecanomiográfica (MMG) que producen los músculos esqueléticos, durante una contracción voluntaria isométrica de los mismos. Este análisis tendrá como objetivo obtener conclusiones generalizables sobre las similitudes en la información que se puede extraer de ambas señales, y su posterior aplicación en tecnologías de rehabilitación, diagnóstico médico o control protésico.

Generalmente, para este tipo de aplicaciones, en la actualidad, se emplea la señal Electromiográfica. Sin embargo estudios recientes demuestran que la señal Mecanomiográfica, podría generar información sobre la actividad muscular, que puede ser registrada en la superficie de la piel sin algunos de los inconvenientes que presenta la señal de EMG.

Este Trabajo Final de Máster sigue la línea de investigación abierta por el Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería de la Universidad de Valladolid, en la que se realizaron trabajos y proyectos para estudiar y caracterizar las señales EMG y MMG.

1.1. Objetivo

Generalmente, en el ámbito clínico y rehabilitador, la señal eléctrica procedente de los músculos: señal mioeléctrica o electromiograma, esta ampliamente estudiada y desarrollada, por lo tanto, en la actualidad, es la más empleada.

Sin embargo, las mejoras técnicas que se han realizado en los últimos años a la hora de registrar señales biológicas, han convertido al mecanomiograma como una alternativa viable para reemplazar al electromiograma. Numerosos estudios han demostrado que la señal mecanomiográfica puede ofrecer información sobre la actividad muscular similar a la que puede ofrecer la señal electrocardiográfica con algunos beneficios, como pueden ser una mayor relación señal/ruido o mayor inmunidad frente a interferencias.

El objetivo de este Trabajo Final de Máster consiste en demostrar que se puede extraer información similar sobre la actividad muscular empleando la señal MMG de forma complementaria a la señal EMG sobre un mismo músculo en un mismo instante temporal, para de este modo, poder llegar a sustituir en el futuro al Electromiograma en tecnologías de rehabilitación, control protésico o en el ámbito clínico.

Este ambicioso objetivo global puede ser dividido en objetivos parciales:

- Realización de una interfaz mixta que permita la captación de ambas señales en un mismo punto de forma simultánea.
- Realizar la circuitería de acondicionamiento de ambas señales para su posterior registro mediante un ordenador, empleando el Software BioSAD [67]
- Realizar pruebas sobre una población experimental, para distintos niveles de contracción muscular, y durante una contracción mantenida.
- Tratar matemáticamente las señales, con fin de realizar un análisis temporal y frecuencial de ambas señales, para los distintos tipos de contracción isométrica.
- Analizar los resultados obtenidos tras el tratamiento matemático.
- Extraer conclusiones gracias a los datos obtenidos, así como plantear posibles futuras líneas de investigación generadas a raíz de este Trabajo Final de Máster

1.2. Metodología

Para lograr la realización del presente Trabajo Final de Máster se siguió la siguiente metodología:

- **Documentación:** En primer lugar se revisó el estado del arte acerca de las distintas señales biomédicas y su tratamiento, centrándose en este caso en las señales de Electromiograma y Mecanomiograma. Para ello se estudiaron numerosos artículos,

trabajos, proyectos y tesis facilitados por el Laboratorio de Electrónica y Bioingeniería. Además se realizó una búsqueda intensiva en distintas bases de datos científicas como pueden ser IEEExplore, PubMed, Google Scholar...

- **Diseño y desarrollo de la interfaz mixta:** Se diseñó y construyó una interfaz mixta para la captación simultánea de las señales EMG y MMG. Se tuvo en cuenta la necesidad de capturar ambas señales atendiendo a las características intrínsecas de cada una, pero también atendiendo a los requerimientos del propio TFM, es decir, capturar las señales en el mismo instante temporal, misma ubicación en el músculo, mismas condiciones de contracción; para de este modo poder caracterizar el comportamiento eléctrico y mecánico de las señales de la forma más fiel posible.
- **Diseño y desarrollo de los circuitos de acondicionamiento y conexiones:** Se realizó el diseño y el desarrollo de los dos circuitos de acondicionamiento. Cada uno de los circuitos acondicionará una señal ya que ambas señales cuentan con características intrínsecas que difieren bastante entre sí. Por lo que se empleó un amplificador de instrumentación para la señal EMG y un amplificador de carga para la señal MMG
- **Desarrollo del protocolo de captación de trazas:** Se elaboró un protocolo para la obtención de las señales de un forma reproducible. Tratando de seguir las pautas de los experimentos realizados en dos artículos de la literatura.
- **Registro de las trazas de ambas señales:** Se realizaron diversas pruebas sobre sujetos, siguiendo el protocolo. Registrando las trazas generadas por las señales gracias al Software BioSAD [67].
- **Tratamiento de las señales:** Se realizó el tratamiento de las señales, permitiendo un análisis frecuencial y temporal de las trazas mediante el software ingenieril Matlab.
- **Análisis de los resultados obtenidos:** Se llevó a cabo el análisis de los datos obtenidos resultantes del tratamiento de las señales, exponiendo los resultados obtenidos.
- **Escritura de la memoria:** fase final del presente trabajo, donde se presentaron los estudios realizados, así como los resultados, conclusiones y futuras líneas de investigación que se pueden generar tras este TFM.

1.3. Estructura de trabajo

La estructura de la memoria será la siguiente:

- En el presente capítulo, el primero, se realiza una introducción del tema a tratar así como los objetivos perseguidos.
- En el segundo capítulo de esta memoria se analizará el estado del arte sobre el tema, así como la presentación de los conocimientos previos necesarios, véase origen de las señales biomédicas o las características de las señales EMG y MMG. Con el objetivo de enmarcar el trabajo en su contexto.

- El tercer capítulo se centrará en el desarrollo de la interfaz mixta que permite registrar y acondicionar ambas señales de forma simultánea. Atendiendo a los requerimientos que las características intrínsecas con las que cuentan dichas señales, tanto a la hora de colocar los sensores, como en el acondicionamiento de las señales eléctricas generadas por los sensores.
- En el cuarto capítulo de la memoria se presentará las experimentaciones prácticas que se han realizado sobre distintos sujetos. Se describirán las características de la población experimental así como los protocolos experimentales que se seguirán a la hora de realizar las distintas pruebas y el posterior tratamiento de los datos.
- Finalmente, en el quinto capítulo se exponen las conclusiones extraídas del presente TFM a la vez que se proponen una serie de líneas de investigación que pueden servir para esbozar el trabajo futuro a realizar sobre la base de este.

Capítulo 2

Conocimientos previos

2.1. Descripción biológica del origen y funcionamiento de las señales biomédicas [1]

El ser humano en las Actividades de la Vida Diaria (AVD) realiza actividades musculares que pueden definirse y caracterizarse a través de distintas señales biomédicas, como el electromiograma, el electrocardiograma, el electroencefalograma o el mecanomiograma.

Mediante el estudio de las señales biomédicas producidas principalmente por las funciones de los órganos vitales, y por las actividades asociadas a la locomoción y otras tareas rutinarias, se puede determinar tanto el estado físico de una persona, como su comportamiento muscular ante un rango de movimientos que va desde los movimientos más sencillos y ligeros, hasta los movimientos más sofisticados y de mayor precisión.

En el presente apartado se realizará una revisión acerca de los aspectos biológicos existentes en el cuerpo humano, que permiten la generación de las señales EMG y MMG.

- Fisiología del tejido muscular

El tejido muscular está especializado en la función de contractilidad. Lo forman células musculares: alargadas, cilíndricas o fusiformes. Estas células o fibras de tejido muscular contienen proteínas contráctiles (miosina y actina), que son las responsables de la contracción. El tejido conectivo siempre acompaña al tejido muscular rodeando sus fibras y facilitando la llegada de vasos sanguíneos y paquetes nerviosos. El cuerpo humano cuenta con gran variedad de músculos, los cuales permiten realizar las acciones motoras cotidianas, tanto voluntarias, como involuntarias. Estos más de 600 músculos, a pesar de sus dispares características (tamaño, fuerza,...) se pueden reagrupar en tres grandes categorías: (Ver Figura 2.1)

- **Músculo liso:** compuesto por fibras mononucleadas, dispuestas en forma de agregados celulares, constituyendo fascículos. Como su propio nombre indica, son músculos lisos, es decir, no presentan estrías. La irrigación está a cargo de una red capi-

lar que penetra con el tejido conectivo intersticial entre las fibras musculares. Es musculatura involuntaria que se haya en las paredes del tubo digestivo, el útero, la vejiga, y los vasos sanguíneos.

- **Músculo cardíaco o corazón:** sus fibras o células son más pequeñas y angostas, ramificándose entre sí. Muestran estriaciones, pero son mononucleadas. Se trata de uno de los músculos fundamentales en el cuerpo humano, ya que provoca la contracción rítmica del corazón, permitiendo así la circulación de la sangre por los vasos sanguíneos. Además, se trata de un músculo estriado (aunque no pertenezca a esta categoría), que realiza las contracciones de forma involuntaria.
- **Músculo estriado o esquelético:** compuesto por células multinucleadas, que presentan estriaciones longitudinales y transversales. En esta fibra muscular se distinguen: sarcolema o membrana plasmática, sarcoplasma o matriz citoplasmática y gran cantidad de núcleos. El músculo contiene tejido conectivo que llevan los vasos sanguíneos, linfáticos y nerviosos. La contracción de la fibra muscular está controlada por los nervios motores (motoneurona). Este tipo de músculos permiten el movimiento voluntario de los seres humanos. Representa grandes masas musculares unidas a los huesos mediante tendones, por lo que es llamado también sistema musculo-esquelético.

Los músculos esqueléticos son los que mayor relación establecen con las señales EMG y MMG.



Figura 2.1: Tipos de tejido muscular.

2.1. DESCRIPCIÓN BIOLÓGICA DEL ORIGEN Y FUNCIONAMIENTO DE LAS SEÑALES BIOMÉD.

- Contractilidad

Al liberarse mediadores químicos (la acetilcolina) en la placa motora (unión neuromuscular) y unirse a los receptores de la membrana de la célula muscular, se produce una despolarización. Esta despolarización consiste en el flujo de iones Na^+ hacia el interior de la célula permitiendo la contracción del sarcómero, como se puede observar en la Figura 2.2. Para todo esto es necesaria la presencia de iones calcio Ca^{2+} (liberado gracias al estímulo) y adenoxín trifosfato (ATP) (nucleótido fundamental en la obtención de energía celular). La fibra se relajará cuando el neurotransmisor se elimine de la unión neuromuscular. El sarcómero es la estructura contráctil de la fibra muscular, formado por proteínas de actina y miosina.

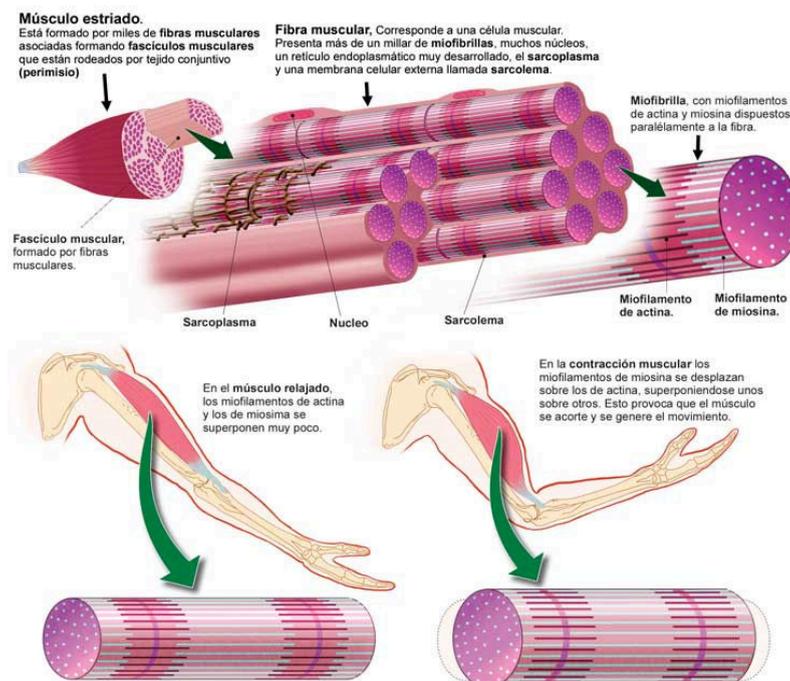


Figura 2.2: Contracción muscular.

- Fisiología del Tejido Nervioso:

La unidad básica estructural del sistema nervioso es la neurona, que es una célula capaz de transmitir impulsos nerviosos. La neurona está compuesta por:

- **Soma:** es el cuerpo central donde se encuentran todas las estructuras típicas de las células y los cuerpos de Nissl.
- **Dendritas:** son prolongaciones del citoplasma que recogen la información de la neurona vecina.
- **Axón:** es otra prolongación del citoplasma única, muy larga, por donde se transmite el impulso a la siguiente neurona. Termina en el botón terminal donde se encuentran los neurotransmisores. Está recubierto por una vaina miélica que favorece esta propagación. Fuera del encéfalo, los axones también están cubiertos de neurilema.

Transmisión del impulso nervioso:

El impulso nervioso se propaga de una neurona a otra de forma unidireccional a través de la sinapsis, donde interviene la membrana presináptica, la postsináptica y el espacio entre ellas, llamado hendidura sináptica.

La propagación del impulso se realiza liberando neurotransmisores de la zona presináptica a la postsináptica, donde se van a unir a determinados receptores específicos. Cuando ocurre este acoplamiento entre neurotransmisor y receptor, la neurona sufre una variación en la permeabilidad iónica de su membrana, dejando pasar bruscamente gran cantidad de iones de Na intercambiados por iones K, lo que produce una despolarización eléctrica capaz de propagarse. La respuesta ante este estado de variación de permeabilidad puede ser excitatoria o inhibitoria.

La sinapsis es el proceso por el cual el impulso nervioso se trasmite entre un axón y una dendrita, en un único sentido: axón-dendrita (Ver Figura 2.3). El neurotransmisor que se libera en la placa motora para la transmisión del impulso nervioso se denomina serotonina y el que interviene en la placa motora se denomina acetilcolina.

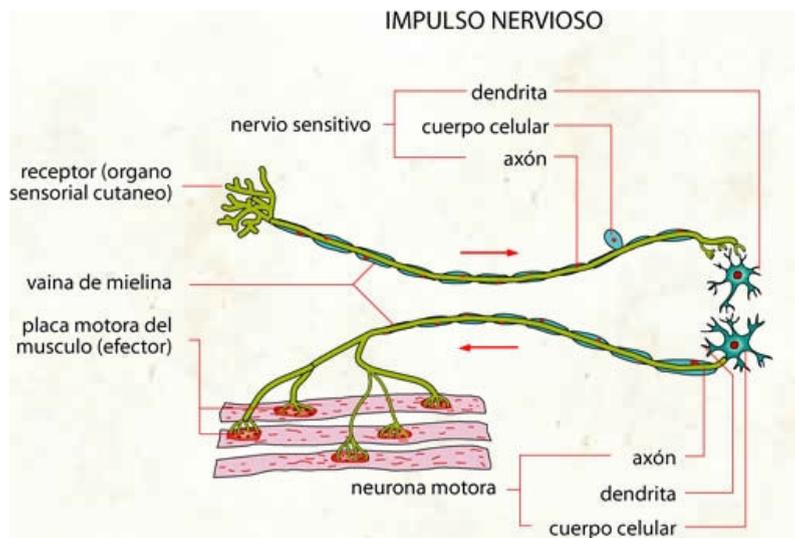


Figura 2.3: Impulso nervioso.

- Sistema Musculo-esquelético y la Piel:

El sistema musculo-esquelético es el responsable de los movimientos y del mantenimiento de la postura corporal. Está compuesto por huesos, músculos y tendones, nervios periféricos y articulaciones.

- **Huesos:** El hueso es una forma rígida de tejido conectivo especializado que se encuentra organizado a través del esqueleto. Las funciones del esqueleto son: mecánicas

2.1. DESCRIPCIÓN BIOLÓGICA DEL ORIGEN Y FUNCIONAMIENTO DE LAS SEÑALES BIOMÉD.

(soporte, protección y movimiento) y metabólicas (depósito de minerales, función hematopoyética y almacén de grasas de reserva). Dos de sus características principales son su gran resistencia y poco peso.

Los huesos que se emplean en la contracción isométrica del brazo, estudiados en este trabajo son humero, radio, cubito y cintura escapular (clavícula y escápula) representados en la Figura 2.4.

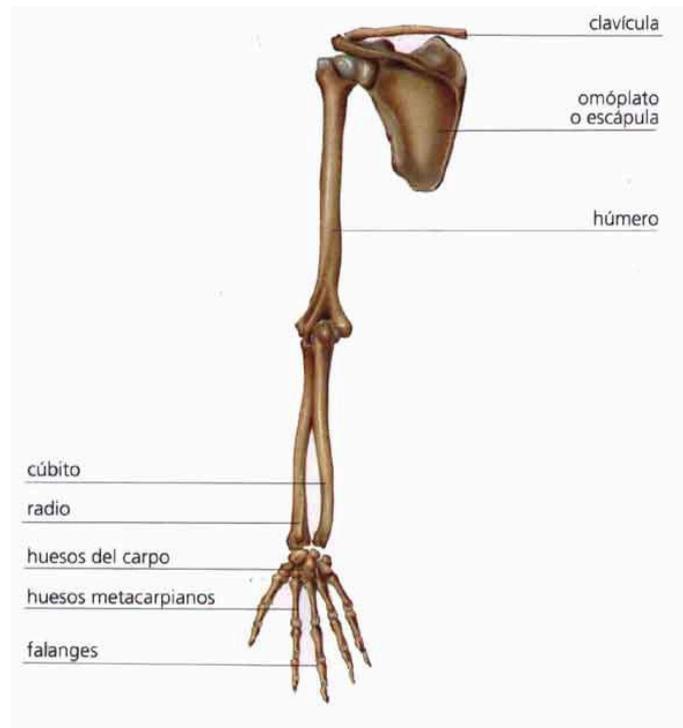


Figura 2.4: Huesos del brazo.

- **Músculos y tendones:** Los músculos constituyen el 40 % del peso del cuerpo. Todos tienen un origen, un vientre y una inserción. Se unen al hueso mediante los tendones. Los músculos y los tendones actúan como unidad musculotendinosa, por lo que se estudian de forma conjunta.

Existen tres tipos de músculos: estriado, liso y cardiaco.

El músculo esquelético está formado por fibras (miofibrillas), que son células musculares que contienen los elementos contráctiles. La unidad estructural de estas miofibrillas es el sarcómero, donde están los miofilamentos de actina y miosina. Estas fibras se rodean de una vaina y al agruparse forman los fascículos o haces. La agrupación de fascículos forma el vientre muscular. El tejido muscular está revestido por una amplia red de capilares.

Los movimientos se producirán porque el músculo al contraerse tracciona sobre el hueso, que actúa como palanca, con las articulaciones como apoyo.

Los tendones transmiten la función del músculo a distancia y sirven de control en la contracción muscular. Son músculos agonistas los que coinciden con el movimiento y antagonistas los que van en contra, tanto de la fuerza como del movimiento.

Los músculos de las extremidades superiores pueden observarse en el Cuadro 2.1 y en la Figura 2.5

Músculo	Origen	Insercción	Acción
Triceps braquial	Escápula y Húmero	Cúbito	Extensión del antebrazo
Biceps braquial	Escápula y Apófisis coracoides	Radio	Flexión y supinación del antebrazo
Braquial anterior	Húmero	Cúbito	Flexión y pronación del antebrazo

Cuadro 2.1: Músculos de las extremidades superiores

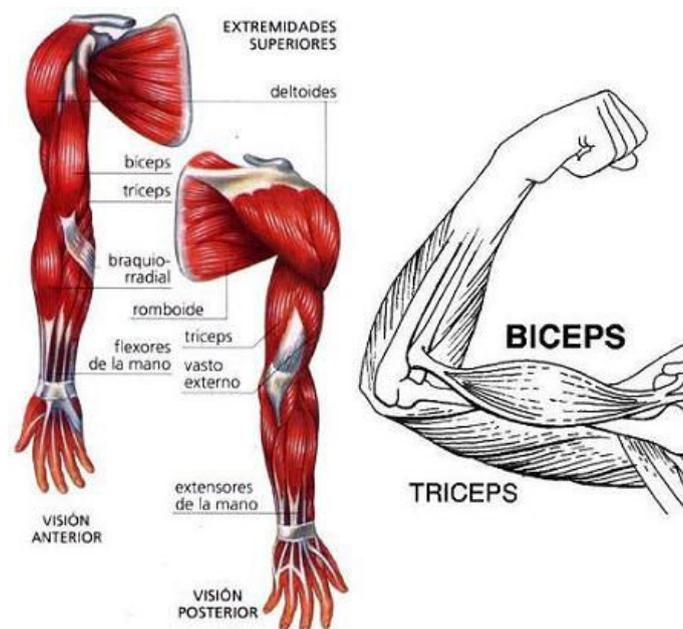


Figura 2.5: Músculos del brazo.

Los músculos del hombro y espalda se presentaran tabulados en el Cuadro2.2

2.1. DESCRIPCIÓN BIOLÓGICA DEL ORIGEN Y FUNCIONAMIENTO DE LAS SEÑALES BIOMÉD

Músculo	Origen	Insercción	Acción
Trapezio	Occipital y vértebras cervicales y dorsales	Escápula	Eleva y abduce el hombro
Dorsal ancho	Vértebras dorsales y lumbares	Húmero	Abducción del brazo y rotación interna
Deltoides	Acromion	Húmero	Abducción y retropulsión del brazo
Redondo Mayor	Escápula	Húmero	Abducción del brazo

Cuadro 2.2: Músculos del hombro y espalda

- Articulaciones:** Una articulación es la unión entre dos o más estructuras duras, es decir, entre huesos, entre huesos y cartílagos y entre huesos y dientes. El movimiento de las articulaciones depende de la estructura ósea de la articulación, de la flexibilidad de los ligamentos, de las cápsulas articulares que mantienen unidos a los huesos y de la posición de los ligamentos, músculos y tendones.

Las articulaciones se clasifican según el grado de movimiento que permitan en:

- Sinartrosis:** son inmóviles. Ej suturas del cráneo.
- Anfiartrosis:** tienen un ligero movimiento y están unidas por tejido fibrocartilaginoso. Ej discos intervertebrales y sínfisis del pubis.
- Diartrrosis:** tienen movimiento libre. Ej. Codo, sería una articulación troclear o en polea. Permite movimientos limitados y es muy resistente. La superficie convexa de un hueso encaja en la superficie cóncava de otro. Es monoaxial y permite la extensión y flexión del brazo.

La articulación del codo se puede observar en la Figura 2.6

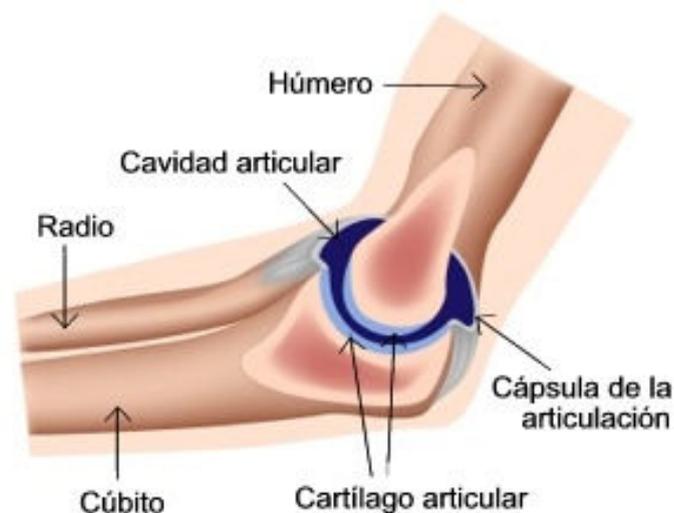


Figura 2.6: Articulación del codo.

- **Ligamentos:** Son bandas de tejido fibroso, duro y flexible. Sirven para conectar los extremos articulares y dar estabilidad
- **La Piel:** La piel es el órgano más externo de los seres humanos y es capaz de renovarse a sí misma. Actúa como barrera de protección, como receptor sensorial, como regulador de la temperatura y del equilibrio hidroelectrolítico, y como regulador metabólico e inmunológico.

Consta de 3 capas:

- **Epidermis:** la más externa. Es de tejido epitelial y no existen en ella vasos sanguíneos ni terminaciones nerviosas.
- **Dermis:** la capa intermedia. Es de tejido conjuntivo, tiene vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas y es rica en células (fibroblastos, histiocitos y mastocitos).
- **Hipodermis o tejido subcutáneo:** es la capa más profunda. Está pegada a tejidos subyacentes y formada por tejido adiposo y conjuntivo.

Los diferentes estratos de la piel se pueden observar en la Figura 2.7

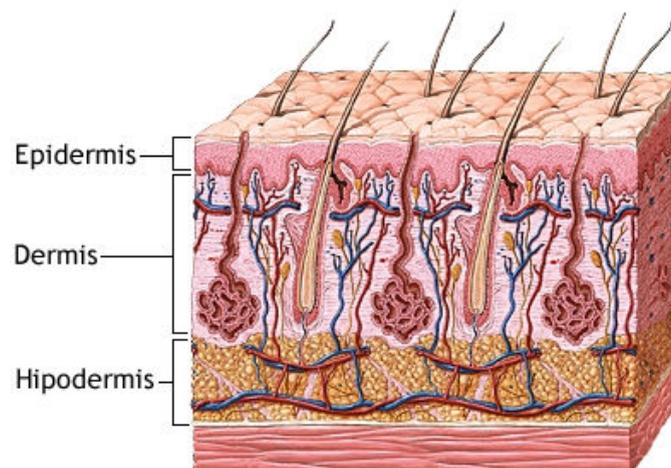


Figura 2.7: Capas de la piel.

La piel en función de su grosor y características influye en la captación de las señales de electromiograma y mecanomiograma.

- El Sistema Nervioso:

El sistema nervioso tiene como función coordinar una respuesta apropiada ante los estímulos internos y externos que llegan al organismo a través de una red de células especializadas llamadas neuronas, capaces de excitarse o transmitir una información u orden desde un sistema periférico a otro central o viceversa. Este paso de información a través

2.1. DESCRIPCIÓN BIOLÓGICA DEL ORIGEN Y FUNCIONAMIENTO DE LAS SEÑALES BIOMÉD.

de ellas se realiza mediante el proceso de sinapsis que se realiza en el espacio que separa una neurona de otra a través de neurotransmisores, que son sustancias que propagan una información mediante la despolarización.

El sistema nervioso está compuesto por el sistema nervioso central: encéfalo y médula espinal y por el sistema nervioso periférico: somático y autónomo. Representados en la Figura 2.8

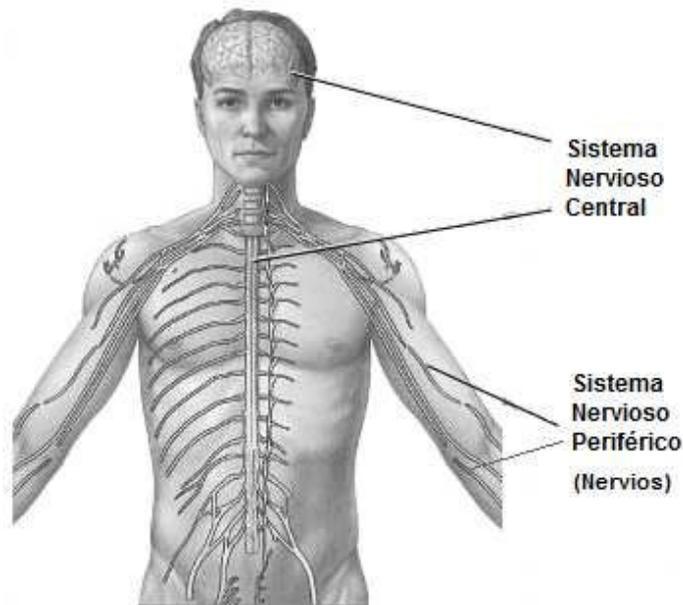


Figura 2.8: Sistema Nervioso Central y periférico.

Sistema Nervioso Central (SNC): Es el encargado de procesar la información. Está compuesto por el encéfalo y la médula espinal. El sistema nervioso central realiza funciones complejas, puesto que atiende y satisface las necesidades vitales del organismo y es el encargado de producir las respuestas a los estímulos externos que constantemente rodean a los seres vivos.

Las funciones que realiza el sistema nervioso central se pueden resumir en tres: la detección de estímulos externos, la transmisión de la información percibida a través de esos estímulos y la coordinación general de todo el organismo.

Existen dos vías de transmisión de información: la vía ascendente y la descendente:

- **Vías ascendentes o sensitivas:** Trasmiten la información de abajo a arriba, recogen la información de las neuronas que están en contacto con los órganos y las envían al SNC

Las neuronas encargadas de transmitir esta información, desde las estructuras periféricas hasta el SNC son:

- **Exteroceptoras:** responden a estímulos exteriores como dolor, calor, frío y órganos de los sentidos: visión, oído, gusto, tacto y olfato.
 - **Propioceptores:** recogen información del organismo sobre la posición, equilibrio, y movimiento de las articulaciones.
 - **Interoceptores:** informan sobre la homeostasis interna, dolor visceral, vasorregulación, hambre, placer. . .
- **Vías descendentes o motoras:** Transmiten la información desde el SNC hacia abajo, formando la vía piramidal. Dirigen los movimientos de la cabeza y de los miembros superiores e inferiores.

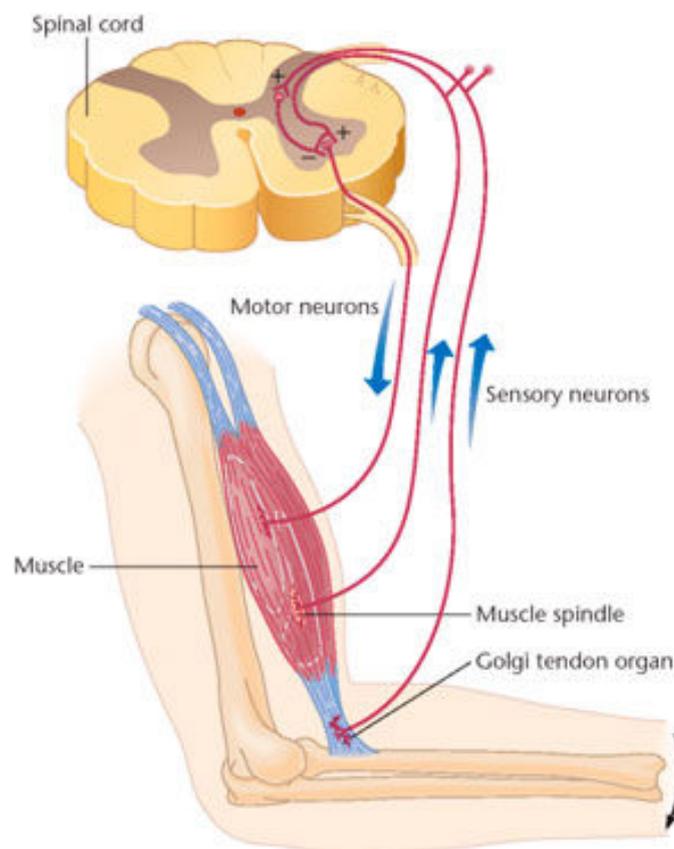


Figura 2.9: Vías motoras y sensitivas.

Sistema Nervioso Periférico (SNP)

Es el encargado de recoger y transmitir estímulos. Está compuesto por:

- 12 pares de nervios craneales que nacen del tronco encefálico.
- 31 pares de raíces espinales o raquídeas.
- Nervios periféricos.

2.1. DESCRIPCIÓN BIOLÓGICA DEL ORIGEN Y FUNCIONAMIENTO DE LAS SEÑALES BIOMÉD

Se divide en sistema nervioso somático y sistema nervioso autónomo

Sistema nervioso somático: Se encuentra en relación con el entorno. Se compone de:

- Nervios aferentes o sensitivos: sus neurotransmisores llevan glutamato y sustancia P (un neuropéptido)
- Nervios eferentes o motores: hacen sinapsis con la placa motora del músculo (placa neuromuscular), liberando acetilcolina.

Sistema Nervioso Autónomo (SNA): Se encarga de la homeostasis interna, es decir, de la regulación interna.

Se compone de:

- **Sistema nervioso simpático:** las actividades de la división simpática preparan al cuerpo para una emergencia (alerta y huida).
- **Sistema nervioso parasimpático:** las actividades de la división parasimpática están dirigidas a conservar y restablecer energía (relajación).

La mayor parte de los órganos internos como vísceras, corazón y piel están inervados por los dos a la vez y tienen efectos contrarios, en la Figura 2.10 pueden observarse las acciones llevadas a cabo por los sistemas simpático y parasimpático.

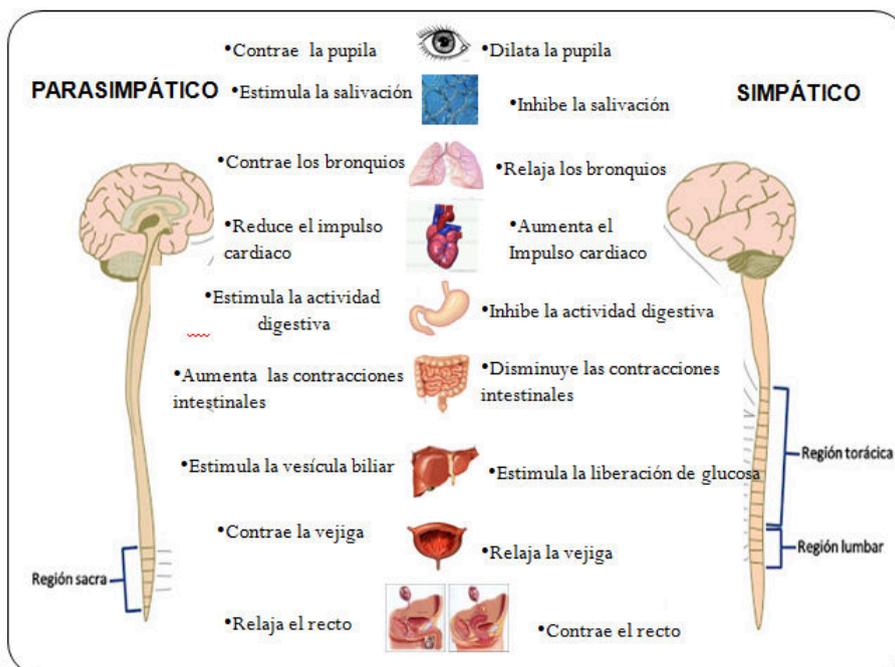


Figura 2.10: Acciones llevadas a cabo por los sistemas simpático y parasimpático.

2.2. Señal de Electromiograma

El electromiograma o señal mioeléctrica, es un potencial producido por el cuerpo humano relacionado con el potencial de acción de las Unidades Motoras.

Este tipo de señales pueden ser captadas a través de electrodos. Estos electrodos pueden detectar una diferencia de potencial generada por la actividad muscular. Generalmente, el registro de la señal mioeléctrica o EMG se realiza con una medida bipolar, mediante el uso de dos electrodos situados próximos entre sí, sobre el vientre del músculo a estudiar. Se suele llevar a cabo una medida diferencial del voltaje, es decir, que cada electrodo capta un voltaje respecto a un tercer electrodo. El tercer electrodo, suele situarse en una zona con poca actividad eléctrica muscular, como pueden ser los huesos. Posteriormente mediante el uso amplificador diferencial se amplificará la diferencia entre los voltajes registrados en ambos electrodos, este tipo de amplificador se estudiará con más detenimiento en la sección 3.2.

2.2.1. Técnicas para la captación de EMG:

Las señales mioeléctricas pueden detectarse empleando dos técnicas: El EMG intramuscular y el EMG superficial. Dependiendo del método se obtendrán distintas características de la señal:

- **EMG intramuscular:** Este método permite el estudio de la actividad de las unidades motrices de forma individual, y no del músculo de forma global. Esto es posible gracias al uso de electrodos de aguja, los cuales pueden observarse en la Figura 2.11. Los electrodos de aguja consisten en una aguja con dos conductores, que se inserta en el músculo a estudiar, eso permite el estudio de músculos pequeños y/o no superficiales. Se trata de un técnica invasiva y bastante dolorosa para el paciente. Sin embargo permite un registro muy fino de actividad muscular ya que caracteriza muy pocas fibras musculares, lo cual es muy útil para el diagnóstico clínico.

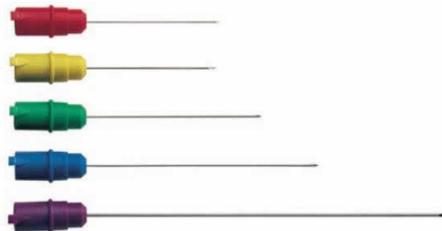


Figura 2.11: Electrodos de aguja de distintos tamaños empleados en registros de EMG intramuscular.

- **EMG superficial (SEMG):** Este método no es tan fino como el EMG intramuscular, ya que recoge la actividad global de un músculo, además sólo es útil para el

estudio de los músculos relativamente grandes y superficiales. El análisis de la señal recogida suele ser más complejo que con el método anteriormente descrito, ya que entran en juego señales compuestas por la actividad de múltiples unidades motoras. Sin embargo, el SEMG resulta indoloro para el paciente y su disposición es sencilla, lo que cual hace que sea un método ampliamente empleado en el ámbito clínico y será el método empleado en el presente TFM para recoger la actividad mioeléctrica.

La actividad mioeléctrica superficial se suele recoger mediante el uso de electrodos superficiales. Este tipo de electrodos son los más comunes en el control protésico y el tecnologías de rehabilitación. Existen varios tipos de electrodos superficiales, los cuales se presentarán a continuación.

2.2.2. Electrodos superficiales para la captación de la señal EMG:

Los electrodos de superficie que se emplean para la captación de las señales EMG, suelen estar formados por unas pequeñas placas metálicas (plata, oro...) y se adhieren a la piel mediante algún tipo de material adhesivo, además suelen contar con un gel electrolítico que mejora el contacto entre la piel y el electrodo. Un esquema del contacto entre el electrodo de superficie y la piel, se puede observar en la Figura 2.12.

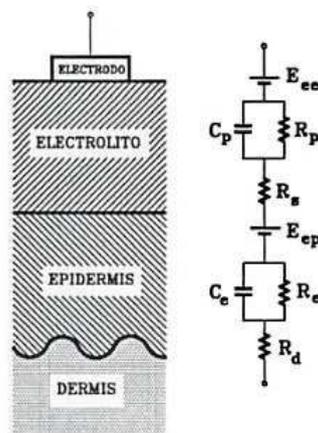


Figura 2.12: Esquema y circuito equivalente correspondiente al contacto entre el electrodo y la piel.

Estos electrodos superficiales permiten detectar el intercambio de iones que se producen en las fibras nerviosas y se diferencian en dos grandes grupos:

- **Electrodos de tipo húmedos:** requieren del uso de un gel conductor entre el electrolito y la piel. Los electrodos húmedos pueden dividirse a su vez en dos tipos:
 - **Polarizables:** En los electrodos polarizables, el electrolito presenta una distribución de carga distinta que el resto de la solución electrolítica. Por lo tanto, el flujo de iones en las fibras musculares se refleja en la modificación de la distribución de cargas en el límite entre el electrodo y el electrolito. Los

electrodos polarizables son bastante sensibles a los artefactos de movimiento, interferencias indeseables en la captación de EMG. Para su elaboración se suelen emplear metales nobles como el platino.

- **No polarizables:** En los electrodos no polarizables, la corriente atraviesa la frontera entre el electrolito y el electrodo sin modificar la distribución de cargas de la solución electrolítica. Estos electrodos presentan mejor resultados frente a los artefactos de movimiento que los polarizables por lo que su uso es frecuente en el uso protésico y rehabilitador. Generalmente estos electrodo son de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl).
- **Electrodos de tipo secos:** Se diferencian de los electrodos húmedos en que en estos no se requiere el uso de gel conductor. El eliminar el gel conductor provoca la aparición de una alta impedancia entre las capas de la dermis y el electrodo. Para solucionar este problema, se emplean amplificadores con altas impedancias de entrada, del orden del $G\Omega$.

A raíz de lo expuesto anteriormente y de los trabajos previos desarrollados en el grupo de investigación, se ha optado por dos electrodos diferenciales de superficie húmedos y no polarizables de plata/cloruro de plata como medio para la captación de las señales EMG.

Al tratarse de electrodos diferenciales de superficie será necesario contar con dos electrodos en la zona muscular a estudiar y un tercer electrodo de referencia en una zona eléctricamente poco activa, como en este caso será el codo. Puede observarse un esquema en la Figura 2.13

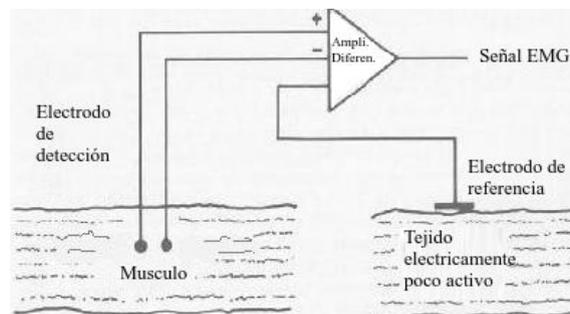


Figura 2.13: Esquema de un registro EMG bipolar con uso de electrodo de referencia.

A continuación se presentarán algunos de los factores más importantes que pueden afectar al correcto registro de la señales de EMG

2.2.3. Factores que afectan al correcto registro de las señales EMG:

La señal electromiográfica resultante es la suma de una gran variedad de factores fisiológicos, anatómicos y técnicos, los cuales pueden resultar perjudiciales para una correcta adquisición. Algunos de estos factores negativos se pueden paliar empleando correctamente los medios técnicos existentes, sin embargo, otros factores son intrínsecos a la

naturaleza muscular, y no se pueden evitar, por que habrá que tenerlos en cuenta a la hora de analizar los resultados obtenidos.

- Factores físicos del sensor que afectan al correcto registro de las señales EMG:
 - **Localización del electrodo:** Se trata de un factor físico controlable muy importante. En estudios como [2] se demuestra que la posición relativa del electrodo respecto a las fibras musculares puede afectar en gran medida a las características de la señal registrada. En la Figura 2.14 se puede observar como las respuestas, tanto temporal como frecuencial, difieren mucho las unas de las otras en función de la localización del electrodo. En el artículo de De Luca realizado en 2002, se concluye que el lugar idóneo para la colocación del electrodo es el vientre muscular, lejos de la unión entre el músculo y los tendones.

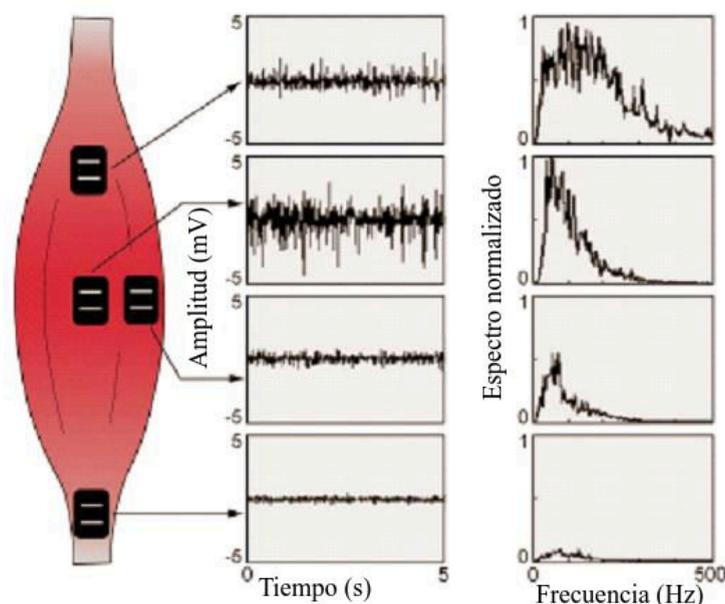


Figura 2.14: Diferentes resultados temporales y frecuenciales en función de la zona muscular en la que se ubica el electrodo.

- **Tamaño y forma:** Determinan el número de unidades motoras desde las cuales se recibe señal eléctrica durante el proceso de registro del electromiograma.
 - **Peso:** El sensor ha de ser ligero para evitar que la cinética muscular se vea afectada por una fuerza externa (el peso del sensor) que puede falsear el registro de las señales naturales.
 - **Orientación:** El electrodo captará una señal más fiel, si está orientado de forma paralela a las fibras musculares.
- Factores debidos a las características intrínsecas del músculo y tejidos circundantes:
 - **Profundidad de las unidades motoras:** La profundidad, respecto a la superficie de la piel, a la que se encuentran las Unidades Motoras afecta a la señal

recibida. La piel y los distintos tejidos que se interponen entre el músculo y el electrodo producen un filtrado paso bajo [3].

- **Densidad de unidades motoras:** La amplitud de la señal registrada es proporcional a la densidad de Unidades Motoras del músculo. Ya que un mismo electrodo captará un mayor número de impulsos eléctricos en un músculo con gran densidad de Unidades Motoras, en comparación con las que podría registrar en un músculo con menor densidad de UMs.
- **Diámetro de la fibra muscular:** influye sobre la amplitud y la velocidad de transmisión de los potenciales de acción de las unidades motoras que forman la señal.
- **Efectos cruzados:** los músculos cercanos al músculo estudiado, producen potenciales de acción parásitos para el estudio, que son registrados por los electrodos.

Por otro lado, podemos encontrar otro factor que afecta al correcto registro de las señales EMG, este es el ruido, que puede provenir de distintas fuentes [2]

- **Ruido eléctrico generado por la interfaz de captación:** es difícil de eliminar, pero puede ser controlado realizando circuitos robustos y empleando componentes electrónicos de calidad.
- **Ruido debido a la radiación electromagnética:** Proviene de los aparatos eléctricos del entorno de pruebas y suele estar entorno a la frecuencia de los 50Hz. Puede llegar a tener una amplitud hasta tres veces mayor que la propia señal EMG. Sus efectos se pueden paliar situándose en una zona alejada de equipos electrónicos y mediante el uso de fuentes de alimentación basadas en baterías.
- **Ruido intrínseco a la inestabilidad de la señal de EMG:** La señal de electromiograma se considera una señal de naturaleza cuasialeatoria, por lo que algunas de sus componentes se pueden considerar erróneamente como ruido, falseando la correcta interpretación de la señal.
- **Ruido por artefactos de movimiento:** Pueden provenir por moviminetos del electrodo respecto de la piel debido a pequeños desplazamientos del electrodo en la superficie de la piel, o bien se puede producir por los movimientos de los cables y conexiones.

- Acciones llevadas a cabo para paliar registros indeseados:

Para conseguir una señal que represente de la manera más fiel posible los verdaderos los potenciales de las unidades motoras, se pueden evitar algunos de los factores anteriormente descritos. Para paliar los efectos de los factores físicos del sensor que afectan al correcto registro de las señales EMG se colocará en sensor en el vientre muscular a igual distancia de los tendones de la articulación del codo y del hombro, como puede observarse en la Figura 2.15 y orientado paralelamente a las fibras musculares. Además se desarrollará el sensor de tal forma que el peso y el tamaño influyan de la forma más leve posible

en el registro.



Figura 2.15: Posición óptima del electrodo en el músculo para el registro de EMG.

Por otro lado, para minimizar el ruido electromagnético que puede producirse en la señal, se tratará de trabajar con equipos alimentados por baterías y en un lugar alejado, en la medida de lo posible, de fuentes potenciales de ruido electromagnético.

Además a la hora de ubicar los electrodos en la superficie de la piel, se tratará de limpiar la zona de residuos o sudor que puedan provocar artefactos de movimiento.

2.3. Señal de Mecanomiograma

Se conoce como mecanomiograma (MMG) a la representación temporal de un tipo de señales biomecánicas: las señales miomecánicas. Este tipo de señales reflejan las oscilaciones mecánicas en la superficie de la piel, generadas por las vibraciones que se generan durante la contracción de los distintos músculos (Ver esquema de la Figura 2.16). La señal MMG es el registro de la actividad mecánica producida por el acortamiento y relajación (sacudida muscular) de las fibras musculares [4]

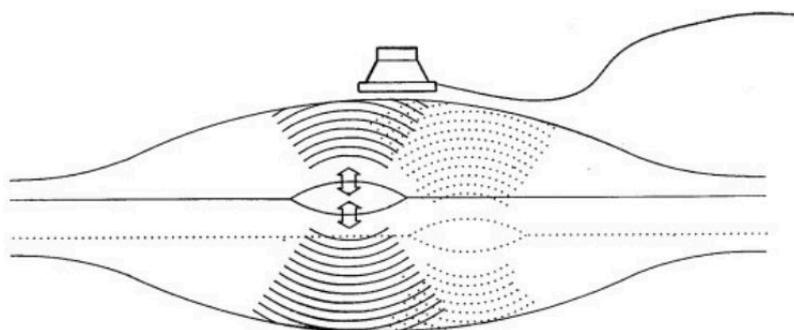


Figura 2.16: Esquema de la generación de las señales de Mecanomiografía.

Todo músculo del cuerpo humano, al realizar una contracción produce una serie de oscilaciones mecánicas de baja frecuencia, las cuales ha sido demostrado que se pueden detectar en la superficie de la piel [5] [6] [7] [8] [9].

2.3.1. Breve reseña histórica:

Los primeros escritos que se conservan acerca de “sonidos musculares” son las investigaciones del científico jesuita Francesco Maria Grimaldi [10] que datan de 1665. Posteriormente este estudio influyó sobre los estudios del físico inglés William Hyde Wollaston [11] y sobre los del físico alemán Paul Erman [12]. Ya en el siglo XX se realizaron varios estudios más exhaustivos, gracias a la sofisticación de los medios técnicos, como son la posibilidad de detectar dichas vibraciones de forma superficial gracias al uso transductores electromecánicos.

Estas señales biológicas han tenido diferentes denominaciones entre las que cabe destacar la fonomiografía [13], acelerometromiografía [14] o la miografía acústica [16].

A partir de la década de los 80, dos términos surgieron como los más apropiados para referirse a este tipo de señales: el término Vibromiografía [17] y el término Mecanomiografía [6]

Sin embargo, el término acuñado por Orizio et al: mecanomiografía, fue el que finalmente se extendió, por analogía con las señales electromiográficas e indica certeramente el origen de la señal.

Además en diciembre de 1995 tuvo lugar en Londres un simposio organizado por la fundación CIBA [18] (llamada fundación Novartis en la actualidad). En dicho simposio, los investigadores con el fin de unificar términos y evitar confusiones, decidieron estandarizar el término usado para referirse a las señales proveniente de las vibraciones musculares como Mecanomiograma o MMG [19]

2.3.2. Métodos de detección:

Las señales producidas por las vibraciones musculares se pueden registrar de forma eficiente gracias al uso de transductores electromecánicos. Este tipo de transductores, se suele ubicar en la superficie de la piel que recubre al músculo que se desea estudiar, aunque existe otro tipo de transductores, como son los transductores láser, que no requieren un contacto directo con la piel.

La frecuencia de estas señales es cercana al umbral inferior de lo audible por hombre, en torno a los 25 hz [20]. Por lo tanto, los aparatos que tradicionalmente se emplean para escuchar los sonidos producidos por el ser humano, como los estetoscopios, no son apropiados para escuchar el sonido muscular, ya que además de estar cerca del umbral de audición, estos aparatos realizan un filtrado mecánico de los sonidos con frecuencias inferiores a los 50 Hz.

Es importante no pasar por alto que, al igual que en el registro de las señales de EMG, tanto la colocación como la geometría del sensor son importantes. Es necesario ubicar el transductor en la zona más ancha del músculo (vientre muscular) para que este tenga una

buena superficie de contacto.

En función del músculo y el fin perseguido, y de acuerdo con [5] [6] [21] [22] [23] existen tres tipos principales de transductores de contacto que pueden ser empleados como son los micrófonos, los acelerómetros o los sensores piezoeléctricos de contacto, mientras que para realizar los registros sin contacto con la superficie de la piel, en algunos artículos se emplean los transductores láser.

Detección de la señal MMG mediante sensores de distancia láser:

Este tipo de sensores ópticos ofrecen una tensión de salida proporcional a la distancia a la cual se encuentra situado respecto a su objetivo, en este caso la piel que rodea el músculo a estudiar. El principio de funcionamiento es sencillo, el haz láser sale del sensor en dirección a la superficie de la piel, donde rebota, y en función del ángulo y el tiempo con el que este vuelve al transductor, se puede determinar la distancia. Un esquema del principio de funcionamiento puede encontrarse en la Figura 2.17. Por lo tanto, como la superficie muscular realizará pequeñas vibraciones, la señal eléctrica a la salida del transductor, será proporcional a la distancia y nos ofrecerá información acerca de la posición absoluta del músculo.

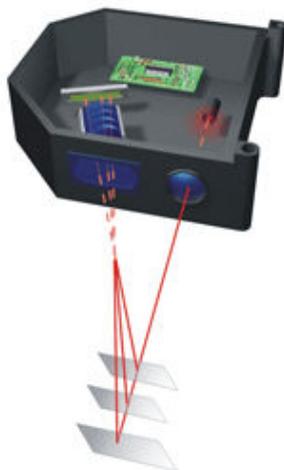


Figura 2.17: Esquema representativo del principio de funcionamiento de los sensores de distancia láser.

Además, los sensores de distancia láser cuentan con una ventaja importante sobre otro tipo de sensores. Al poder realizar la estimación de la distancia sin necesidad de contacto con la piel, la masa de estos no influye sobre la respuesta del músculo, ya que no cuentan con una inercia inicial.

Los modelos más sofisticados de tipo de transductores pueden llegar a tener una resolución de 0,5 micrómetros y un rango de varios milímetros [24], y su respuesta frecuencial se adapta a la de la señal MMG, ya que puede ir desde 0 hz hasta 10khz.

En la literatura podemos encontrar artículos que emplean sensores ópticos para detectar las señales de MMG, por ejemplo de Orizio et al. [25] [26] donde se emplea un transductor láser (MEL M5L/20) para realizar medidas sobre las contracciones musculares estimuladas de un gato. (Figura 2.18)

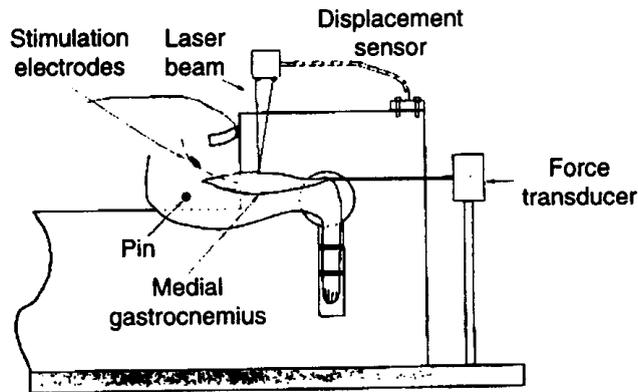


Figura 2.18: Esquema del experimento realizado por Orizio, mediante sensores de distancia láser sobre un gato

Detección de la señal MMG mediante acelerómetros:

Los acelerómetros basan su funcionamiento en el efecto piezoeléctrico de algunos materiales. Estos consisten en una lamina piezoeléctrica sobre la que esta suspendida una masa sísmica. Al colocar estos sensores sobre los músculos, las vibraciones producidas por el músculo generan una la fuerza inercial sobre la masa sísmica, la cual a su vez, produce una ligera deformación en el material piezoeléctrico. Dichas deformaciones son proporcionales a la aceleración del movimiento producido por las vibraciones musculares [27]. Por lo tanto, estos transductores, producen una tensión de salida proporcional a la aceleración realizada por las vibraciones musculares sobre el sensor.

Además, hoy en día, gracias a la tecnología iMEMS (Integrated MicroElectro Mechanical Systems), se pueden conseguir acelerómetros de dimensiones (4mm x 4mm x 1.45mm) y pesos muy reducidos (inferiores a 1g) [28]. Esta miniaturización es bastante ventajosa a la hora de captar las señales ya que el peso del sensor no influye en la inercia de las vibraciones musculares.

Por otro lado, este tipo de transductores tiene una buena respuesta en frecuencia ya que abarcan desde prácticamente 0.5hz hasta 2 KHz, más que suficiente para el registro de señales MMG. También tienen una alta inmunidad al ruido ambiental, algo importante a lo hora de trabajar con pequeña señal.

Unos de los estudios pioneros en el uso de transductores acelerométricos para detectar las vibraciones transversales de los músculos fueron los realizados por Lammert et al. en 1976 [14] [15] donde fueron capaces de detectar la contribución de las unidades motoras

individuales a las oscilaciones de la superficie.

Esta técnica ha sido utilizada para detectar la MMG durante la realización de contracciones tanto voluntarias [29] [30] como estimuladas [31] [32],[33]

Detección de la señal MMG mediante micrófonos:

El uso de micrófonos capacitivos es bastante recurrente en la literatura a la hora de detectar la mecanomiografía de superficie. Estos micrófonos cuentan con dos placas separadas por un material aislante, que se pueden asemejar a las de un condensador. Una de estas placas esta fija, mientras que la otra tiene libertad de movimiento, esta segunda será la que hará la función de membrana del micrófono. Cuando la placa móvil se acerca o se aleja de la fija, provoca una variación en la carga eléctrica almacenada (se ganan o pierden electrones en las placas por la variación de la capacidad). Dicha variación de carga produce una variación de tensión que da lugar a la señal del micrófono, la cual llevará la información de MMG.



Figura 2.19: Micrófono comercial de ENDEVCO

Este tipo de transductores se emplea a menudo en varios estudios, sin embargo estos micrófonos por si solos, sólo son capaces de detectar de forma eficiente señales a partir de 100 Hz [34]. Para poder llegar a registrar de forma eficiente las señales de MMG es necesario que sean capaces de detectar frecuencias a partir de los 10 Hz. Para lograr tal fin, a lo hora de acoplar el micrófono a la superficie de la piel, se emplean cámaras de aire [35], gel de ultrasonidos [22] o cemento quirúrgico [36] con el fin de lograr un registro eficiente de frecuencias a partir de los 5 o 10 Hz.

Detección de la señal MMG mediante sensores piezoeléctricos de contacto:

Los transductores piezoeléctricos de contacto basan su funcionamiento en las propiedades piezoeléctricas del material del que se componen.

Los movimientos musculares ocasionados en el proceso de contracción muscular, hacen que el material piezoeléctrico se deforme, generando una carga proporcional al desplazamiento producido por el movimiento de la vibración muscular. [27]

Este tipo de sensores presenta unas características muy ventajosas a la hora de estudiar la señal MMG. Una de estas es la estabilidad frente al ruido, tanto es así, que el ruido

ambiente producido por la red eléctrica, prácticamente no tiene efecto sobre el transductor [37]. Además la respuesta en frecuencia en la banda de los 5Hz a los 150hz es prácticamente plana [38], lo cual es deseable para el estudio de MMG [39]

Sin embargo, se ha demostrado por Smith and Stokes [40] que a la hora de registrar la señal MMG, la presión que se ejerza entre el sensor y la piel influye en la amplitud de la señal registrada independientemente de la fuerza realizada. En sus estudios demuestran que con una presión de 1200Pa la señal registrada presenta una amplitud bastante mayor que las registradas con presiones de 180 o 790 Pa. Por lo tanto la presión a la hora de realizar los registros de las señales MMG mediante transductores piezoeléctricos de contacto, es un factor importante a tener en cuenta.

Conclusión: A continuación se compararán los distintos tipos de traductores que se pueden emplear a la hora de registrar señales de MMG, con el fin de escoger aquel que mejor se adapte a nuestros requerimientos. En primer lugar, se descartarán los transductores láser, ya que para este TFM, al captar las señales MMG de forma conjunta con las EMG, se impone el uso de transductores de superficie, además se trata de la solución más simple, y en la que el laboratorio de Electrónica y Bioingeniería de la Universidad de Valladolid tiene más experiencia previa y disponibilidad.

A continuación se resumirán las características más importantes de los tres últimos transductores presentados, los transductores de contacto, atendiendo a tres criterios de bondad:

- **El tamaño y peso**, ya que se requiere que el sensor sea varias veces más pequeño que el músculo, y ligero para no interferir en las vibraciones.

- **La sensibilidad al ruido**, debido a que se requiere inmunidad frente al ruido ambiental.

- **Rango de frecuencia**, debe estar en el ancho de banda de las señales MMG

	Micrófono	Acelerómetro	Piezoeléctrico
Tamaño y peso	Grande y pesado debido a la necesidad de crear una cámara con algún fluido para tener buena respuesta en frecuencia	Muy pequeño y ligero	Pequeño y ligero
Sensibilidad al ruido	Muy sensible al ruido ambiental	Sensibilidad moderada al ruido ambiental	Prácticamente nula
Rango de frecuencia	A partir de 100Hz hasta varios kHz, si no se emplea una cámara de fluido	De 0,5 Hz a 2kHz	Plana en la zona de 5 a 150 Hz

Cuadro 2.3: Cuadro resumen de las características de los sensores capaces de registrar la señal MMG

A la vista del estudio comparativo realizado en el Cuadro 2.3, se puede observar que el transductor que menos se adapta a las necesidades requeridas sería el micrófono, por lo que se descartará para la realización de este TFM.

El sensor piezoeléctrico y el acelerómetro, prácticamente presentan las mismas bondades a la hora de registrar señales MMG, pero teniendo en cuenta que la respuesta en frecuencia del piezoeléctrico es algo más plana en el rango de MMG, finalmente en este TFM, se optará por el uso de un sensor piezoeléctrico.

2.4. Aplicaciones prácticas de las señales EMG y MMG

La información que es posible recopilar de las señales EMG y MMG puede ser usada con diversos fines, entre los que cabe destacar el control protésico, las tecnologías de rehabilitación o el diagnóstico clínico. Tradicionalmente la información relevante para estas aplicaciones prácticas suele provenir de la señal EMG, la cual está fuertemente estudiada y aplicada. Sin embargo, en los últimos diez años, los avances realizados en el ámbito de la investigación de las señales MMG, hacen que el uso de esta se haya generalizado, llegando a poder ser una alternativa o complemento a la obtención de información usando la señal de EMG.

2.4.1. Aplicaciones de control protésico y tecnologías de rehabilitación

En los últimos años se han realizado importantes avances en las tecnologías de rehabilitación y control protésico gracias a la aparición de instrumentos que permiten realizar una caracterización más fina de la actividad muscular tanto en la recepción de las señales

biológicas como en su posterior tratamiento. Mediante el uso de patrones previamente establecidos para estas señales, se pueden controlar diversos dispositivos, como pueden ser:

- **Aplicaciones de control protésico:** Se pueden emplear las señales EMG o MMG recogidas y tratadas para controlar prótesis externas. Esto es muy útil para tratar de devolver algunos movimientos a personas que han sufrido la amputación de algún miembro mediante el uso de prótesis [41].

Como puede observarse en la Figura 2.20 cuando la persona amputada desea realizar un movimiento del brazo, los electrodos recogen la señal muscular y la envían a un procesador que se encuentra en la propia prótesis, este procesador analiza la señal e interpreta el movimiento que el sujeto desea realizar, para posteriormente comandar los distintos motores de la prótesis con el fin de realizar el movimiento deseado por el sujeto.

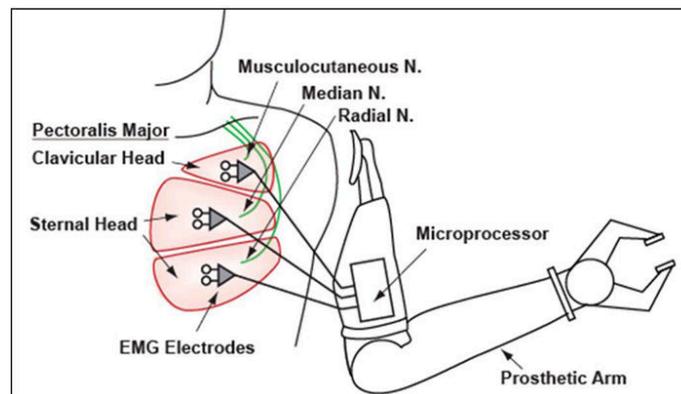


Figura 2.20: Esquema del funcionamiento de un brazo protésico controlado mediante EMG

- **Interfaces de comunicación hombre-maquina** [42] [43] Mediante el uso de las señales musculares es posible la comunicación con diversas maquinas de personas para las cuales esta actividad era imposible o muy difícil. Mediante el uso de sensores se puede lograr que una persona maneje un ordenador a través de movimientos muscular, en lugar del uso de un ratón y teclado [44]. Por otro lado, este tipo de señales se pueden emplear para el control de sillas de ruedas, u otro tipo de vehículos, que permiten que personas con movilidad reducida puedan desplazarse [45].

En general las señales musculares pueden ser empleadas como sistema de control de prácticamente cualquier tipo de sistema externo, bien sean las arriba mencionadas, o bien cualquier otra como aplicaciones domóticas, etc...

2.4.2. Aplicaciones de diagnostico médico

Las señales estudiadas en este TFM, EMG y MMG, miden la actividad eléctrica y mecánica de los músculos, por lo tanto se pueden emplear como un método fiable para

identificar si dichos músculos están sanos o si por el contrario pueden presentar algún tipo de patología, como posibles trastornos de la actividad neuromuscular.

Gracias a las señales EMG y MMG se pueden extraer parámetros e información de los músculos, como tiempos de excitación, fuerza realizada, efectos de fatiga [46], evaluación de esfuerzo respiratorio [47], etc...

Por otro lado, multitud de patologías presentan síntomas relacionados con respuestas del sistema neuromuscular anormales. Por ejemplo en enfermos de Parkinson, se puede realizar una detección precoz de la enfermedad, o bien una caracterización más fina del estado de la enfermedad [48] [49]. Además se pueden detectar fatiga muscular tanto en pacientes sanos como en pacientes con patologías [50] [51].

Desde una perspectiva biológica, las señales EMG y MMG pueden suponer una importante contribución en el estudio de la capacidad de movimiento de un sujeto, la coordinación entre los sistemas muscular y neurológicos, pero también en la caracterización de la fisiología del sistema muscular.

Capítulo 3

Interfaz mixta EMG-MMG

3.1. Desarrollo de la interfaz

En los capítulos anteriores se presentaron las bases de las señales biológicas. Además se justificó, por un lado, el uso de electrodos de Plata-Cloruro de plata como el mejor medio disponible para captar las señales de EMG, y por otro lado el uso de un sensor piezoeléctrico como medio de captación de las señales MMG del bíceps branquial.

La señal de EMG es ampliamente utilizada en tecnologías de rehabilitación, sin embargo, se estima que la señal MMG posee una mejor relación señal ruido y por otro lado está más relacionada con las propiedades contráctiles del músculo reflejando de este modo de una manera más veraz la fuerza mecánica realizada [52].

Como se ha podido comprobar en las secciones anteriores existen varias posibilidades para la obtención de EMG y MMG. Sin embargo para este TFM se decidió el uso de electrodos de plata-cloruro de plata, en este caso *Infant electrode* de la casa Lessa (Ver Figura 3.1) y un sensor bimorfo piezoeléctrico comercial BM15015-06HC [53] (ver Figura 3.2), respectivamente.



Figura 3.1: Electrodo de Plata/Cloruro de Plata empleado.



Figura 3.2: Sensores de vibración piezoeléctricos.

Como superficie rígida sobre la cual montar el sistema, se empleó un fragmento de placa rectangular de circuito impreso [87mm x 33mm]. Con el fin de evitar contactos eléctricos, se eliminó el material conductor de la placa (cobre), gracias al uso de ácido clorhídrico disuelto en agua oxigenada al 50 %, dejando la fibra de vidrio al descubierto.

Una vez eliminado el material conductor de la superficie, en la placa formada solo por la fibra de vidrio, se redondearon las esquinas mediante el uso de unos alicates de corte y una lija para alisar los bordes y eliminar las rebabas. A continuación se realizaron cinco perforaciones (Figura 3.3), mediante el uso de un taladro de columna:

- Una perforación en el centro, gracias al uso de una corona circular de 21mm de diámetro, donde se montará el sistema de captación MMG.

- Dos perforaciones empleando una broca de calibre 45 (2,083mm de diámetro) a los lados de la perforación anterior para sostener, y permitir la basculación del sistema de MMG (se detallará a continuación).

- Dos perforaciones más, con la misma broca, en los extremos de la placa para acoplar los electrodos de EMG.



Figura 3.3: Perforaciones en la placa.

3.1.1. Sistema de captación de EMG:

Empleando las dos perforaciones de los extremos realizados sobre la placa de fibra de vidrio, se pegarán, mediante resina epoxi, dos broches automáticos de presión, usados generalmente en la industria textil. En la Figura 3.3 se pueden observar dichos broches.

Estos broches tendrán una doble función: servirán tanto para fijar, en el número de ocasiones que sean necesarias, los electrodos desechables de plata/cloruro de plata de una forma sencilla. Pero además, se emplearán como material conductor, donde se soldarán las conexiones con el circuito de acondicionamiento de la señal EMG, el cual se presentará a continuación, en la sección 3.2.

El sistema montaje de los electrodos de Ag/AgCl es sencillo, en comparación con el de MMG. Por un lado, estos electrodos cuentan con un material adhesivo, que los fija a la piel del brazo, mientras que por el otro lado cuentan con un saliente metálico, que permite fijarlos a los broches automáticos de la interfaz mediante presión, además de asegurar la conducción eléctrica de las señales hasta los circuitos de acondicionamiento.

Para poder tener una referencia eléctrica común para los electrodos, se añadió un tercer broche textil, en otro pequeño trozo de placa de circuito impreso. De este modo, se recogerá la referencia de una zona sin artefactos eléctricos, como es en este caso, la articulación el codo. Los tres electrodos montados sobre e la interfaz mixta se pueden observar en la Figura 3.4



Figura 3.4: Tres electrodos de Ag/AgCl montados en el sensor

3.1.2. Sistema de captación de MMG:

La construcción de la estructura que alberga el sensor piezoeléctrico, para detectar las señales de MMG, es algo más compleja que la estructura que alberga los electrodos para captar las señales EMG. Esto se debe, por un lado a que no cuenta con una superficie adhesiva que se adhiera a la piel, pero también es necesario que la presión que ejerce el sensor sobre la piel, sea la misma para todos los sujetos y en todas las fases de contracción del músculo, ya que como se demuestra en [40], la presión que ejerce la piel sobre el sensor piezoeléctrico puede falsear los resultados obtenidos.

Con el fin de satisfacer estos requerimientos, el sensor piezoeléctrico se ubicará fijado mediante resina epoxi, sobre una estructura cilíndrica, a la cual se le ha añadido un pequeño plástico a modo de tope para evitar la ruptura del piezoeléctrico si se realiza una presión excesiva.

Esta estructura cilíndrica podrá bascular ligeramente (Figura 3.6), de modo que se ejerza la misma presión entre el sensor piezoeléctrico y la piel para todos los sujetos y todos los niveles de contracción muscular. Esta basculación será posible gracias al uso de muelles (Figura 3.5), que ejercen presión sobre la zona superior (fija) y el cilindro que porta el sensor (móvil)(Figura 3.6), al cual se le han realizado dos perforaciones de modo que se puedan pasar dos tornillos y permitir un movimiento rectilíneo de dicha pieza.



Figura 3.5: Muelles que permiten la basculación

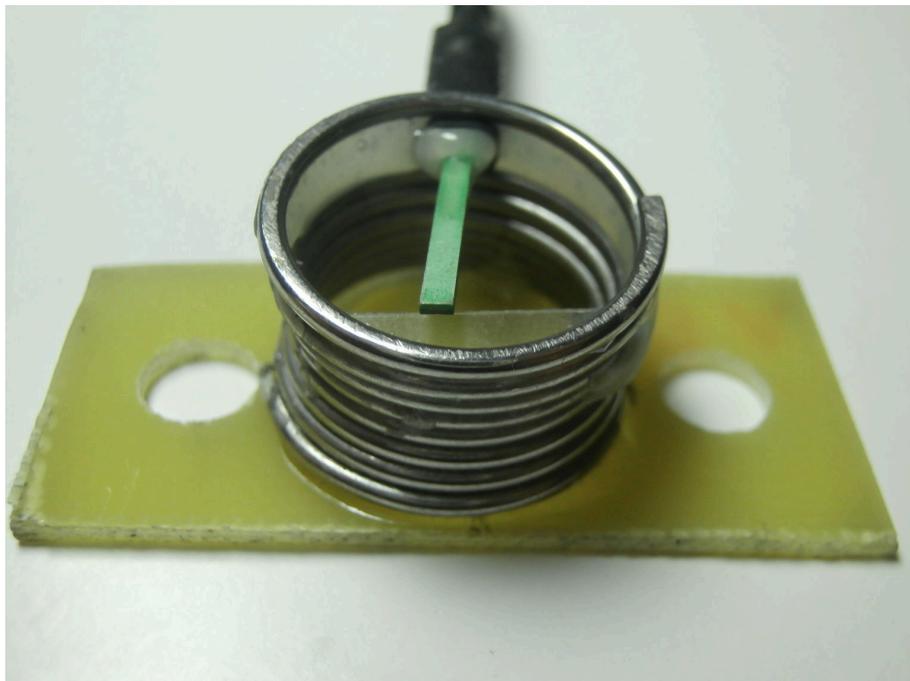


Figura 3.6: Cilindro móvil basculante

La diferencia entre en cilindro que alberga el piezoeléctrico, sin presión y simulando la presión de la piel mediante la inyección de una membrana plástica entre la placa sobre la que se pega el cilindro y la placa que alberga los electrodos EMG, puede observarse en la Figuras 3.7 y 3.8

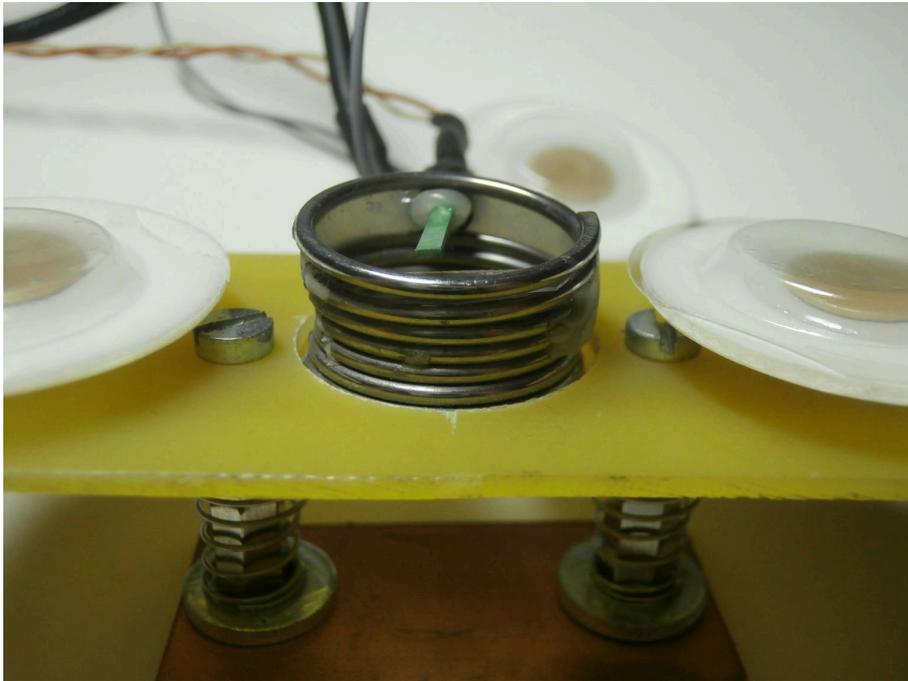


Figura 3.7: Sistema de captación MMG sin simular la presión de la piel

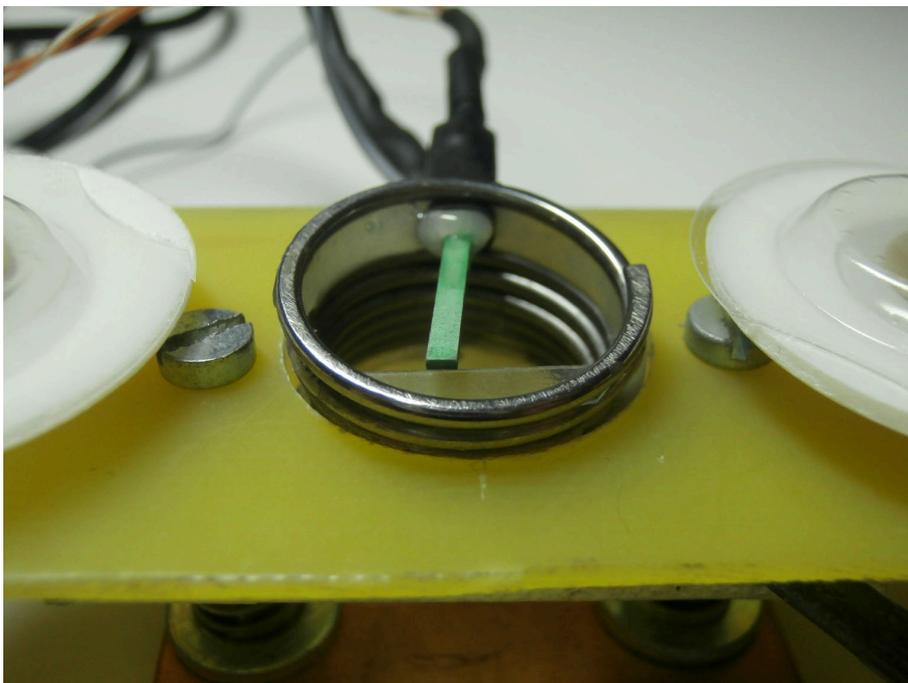


Figura 3.8: Sistema de captación MMG simulando la presión de la piel

Desde esta interfaz mixta saldrán 5 cables hacia los circuitos de acondicionamiento, los cuales se detallarán a continuación en la 3.2. Estos cinco cables se dividen en:

- Un cables desde cada uno de los electrodos de EMG

- Un cable desde el electrodo de referencia
- Dos cables más desde el sensor piezoeléctrico

Una vez descritos los dos sistemas de captación se procederá a detallar los circuitos de acondicionamiento empleados para ambas señales.

3.2. Circuitos de acondicionamiento para las señales

En la siguiente sección se detallarán las características de los circuitos de acondicionamiento de ambas señales procedentes de la interfaz mixta anteriormente descrita. Como ya se mencionó ambas señales tienen características intrínsecas que difieren bastante entre sí, ya que su origen, eléctrico o mecánico, son muy diferentes entre sí. Por este motivo, cada una de ellas deberá ser acondicionada por separado, atendiendo a sus diferentes características. De modo que cada una de las señales deberán ser tratadas de forma separada. Así pues se realizarán dos circuitos independientes, aunque aunados en la misma placa, para poder, tanto recoger, como acondicionar las señales de forma simultánea.

Al tratar con señales muy débiles, será necesario contar con altos niveles de rechazo a interferencias que pueden llegar a ser 5 ordenes de magnitud mayores que las propias señales a tratar.

3.2.1. Circuito de acondicionamiento para la señal de EMG

Para la etapa de acondicionamiento de la señal de electromiografía es necesario tener en cuenta que su amplitud varía entre los $5\mu\text{V}$ y los $300\mu\text{V}$. Con el fin de obtener una señal de mayor calidad y evitar algunas de las interferencias que la afectan, esta será recogida realizando una medida diferencial de voltaje respecto a un voltaje de referencia recogido de una actividad con poca actividad eléctrica, en este caso el codo. Otro aspecto controlable que permite la atenuación de las interferencias es el uso de componentes que eliminen la componente continua de la señal, evitando de este modo que la señal sature los diferentes componentes.

Para lograr este fin se realizará un circuito de acondicionamiento basado en los empleados en [54] [55] [56] [57] y [58].

En dichos estudios, se emplea un amplificador de instrumentación. En este caso se utilizará el amplificador de instrumentación INA114 [59] (Ver Figura 3.9) del fabricante Burr-Brown, por los siguientes motivos:

- Se trata de un amplificador de bajo coste y de propósito general
- Es un amplificador con alto nivel de rechazo en modo común
- Cuenta con una elevada impedancia de entrada

- Es el más recurrente en la bibliografía a la hora de tratar señales médicas o adquisición de datos

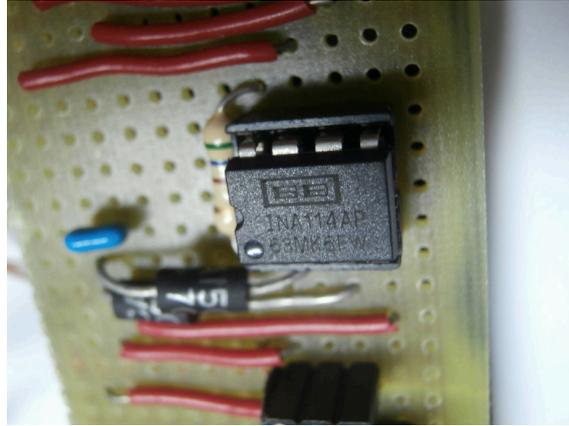


Figura 3.9: Amplificador de instrumentación INA114

La configuración interna de este amplificador de instrumentación, puede observarse en la Figura 3.10. Esta compuesto por tres amplificadores operacionales.

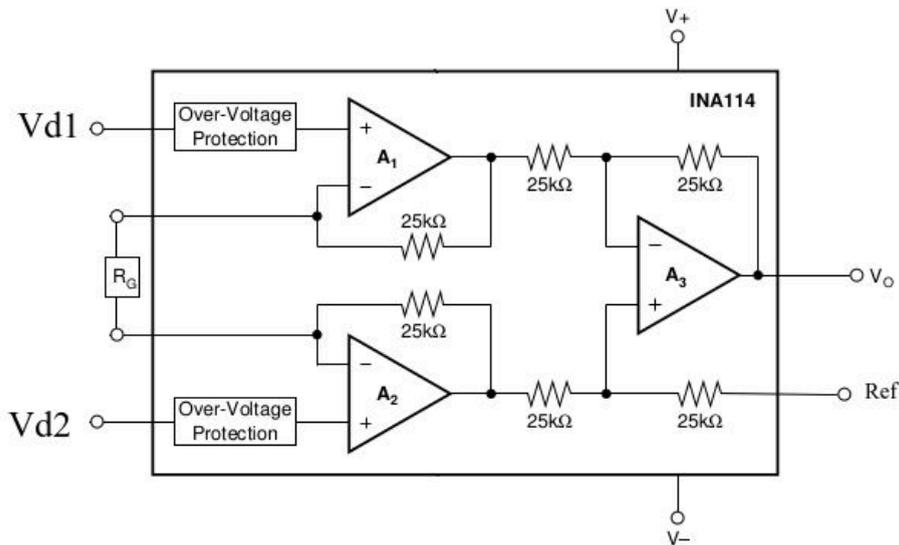


Figura 3.10: Esquema de la configuración interna del amplificador de instrumentación INA114

Según [59] la ganancia del amplificador viene determinada por la ecuación(3.1):

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

Siendo R_G la resistencia que se ubica entre las patillas 1 y 8 (las dos superiores) del amplificador. En este caso la resistencia empleada es de $560\Omega \pm 5\%$, por lo que resolviendo la

ecuación anterior obtenemos que la ganancia del amplificador de instrumentación será de 90 ± 4 . Por lo que la señal de electromiografía, una vez amplificada, estarán aproximadamente entre $450 \mu V$ y $27 mV$.

Además entre las dos entradas diferencial de la señal EMG y la tierra se colocarán unos transzorb, o supresores de corriente SA 15CA [60]. Estos supresores de corriente tendrán la función de evitar que el amplificador se dañe por una corriente transitoria indeseada de gran valor, por ejemplo proveniente de la electricidad estática.

Por otro lado, se añadirán unos condensadores de $100 nF$ entre las patillas de alimentación y masa, también con el fin de proteger el amplificador y disminuir el ruido se pueda introducir en la señal, tal y como se indica en la datasheet de este [59]

Un esquema del circuito completo se puede observar en la figura 3.11

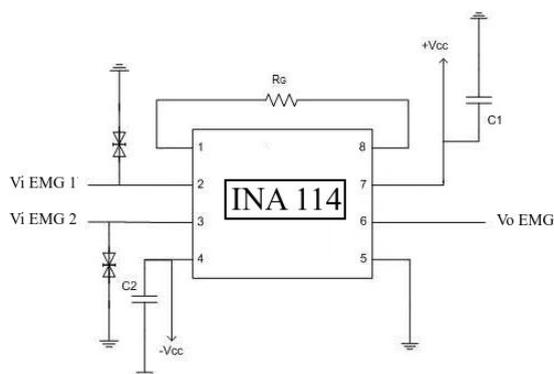


Figura 3.11: Circuito completo para el acondicionamiento de la señal EMG

A continuación se detallará el circuito de acondicionamiento empleado para la señal MMG

3.2.2. Circuito de acondicionamiento para la señal de MMG

En el siguiente apartado se detallará el circuito de acondicionamiento empleado para la recogida de la señal de mecanomiografía, de forma similar a la que describió anteriormente el circuito de acondicionamiento para la señal de EMG.

Las vibraciones producidas en la superficie de la piel durante la contracción muscular, se registran mediante un sensor piezoeléctrico. En este caso la señal puede llegar a alcanzar los $4V_{pp}$ [53], lo que es un valor relativamente alto para una señal de este tipo, por lo que las características de acondicionamiento distarán de las de la señal EMG. Sin embargo hay que tener en cuenta que este tipo de sensores piezoeléctricos cuentan con una elevada impedancia de salida que ronda $1 M\Omega$ [53].

En lo referente a la impedancia, típicamente, la elevada impedancia de salida del sensor piezoeléctrico requiere trabajar con un amplificador con gran impedancia de entrada, para que el acoplo de impedancias sea lo mejor posible. O lo que es lo mismo, para conseguir que la pérdida de potencia de señal sea lo menor posible. La importancia del acoplo de impedancias es vital, ya que al permanecer la potencia de ruido prácticamente constante, una reducción de la potencia de señal se traduce una reducción de SNR [61].

En proyectos anteriormente llevados a cabo por el laboratorio [62] se disminuyó la impedancia de entrada convirtiéndola en una impedancia más baja a la salida. Para ello se empleó un amplificador seguidor y por lo tanto disminuyendo la sensibilidad al ruido. Sin embargo, el uso de amplificadores seguidores, debido a la alta impedancia de salida del piezoeléctrico, puede dar como resultado un comportamiento irregular, ya que se impide el paso de las corrientes de polarización del sensor. [61]

Otra opción que aparece en la literatura es el uso de un amplificador operacional en modo de amplificador de voltaje como el que se puede observar en la Figura 3.12 [63]. Sin embargo, esta opción se emplea cuando el amplificador está situado muy próximo al sensor. En este caso al existir varios centímetros de cable entre el sensor y el amplificador, se descarta el uso de amplificadores operacionales en modo de amplificador de voltaje.

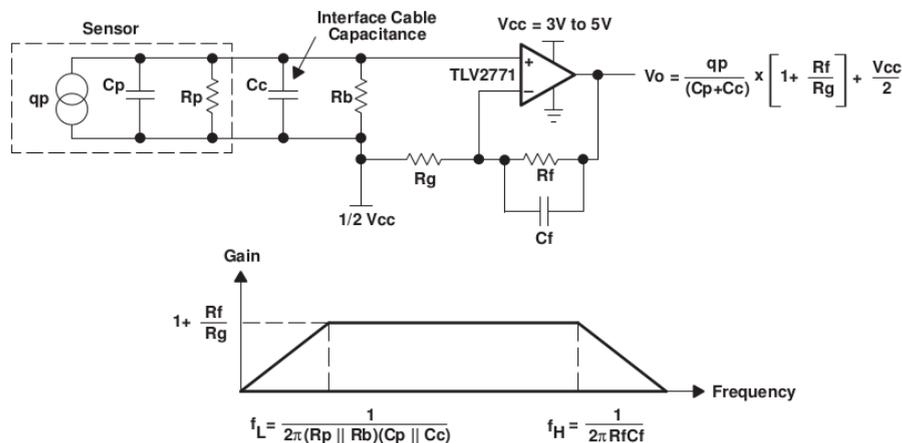


Figura 3.12: Esquema de la configuración y banda frecuencial de ganancia para un amplificador operacional en modo de amplificador de voltaje.

El sensor piezoeléctrico genera una señal de salida del orden de varios picoculombios, con una impedancia de salida alta [64]. Considerando el sensor como una fuente de carga, podemos aprovechar el circuito conocido como amplificador de carga para su acondicionamiento.

Un amplificador de carga es un circuito cuya impedancia de entrada es un condensador. Contrariamente a lo sugerido por su nombre, esta configuración no amplifica la carga eléctrica en su entrada, sino que devuelve una tensión proporcional a dicha carga con una impedancia de salida baja.

Este diseño nos permite por tanto variar la impedancia de salida alta del transductor, sin encontrar problemas con la polarización de los amplificadores [65]. Este amplificador se basa en transferir la carga del sensor (situado en paralelo con el cable y la entrada del amplificador) a un condensador C_o de valor conocido, realizando la medición de tensión a extremos de dicho condensador. Un esquema de un amplificador de carga ideal puede observarse en la Figura 3.13

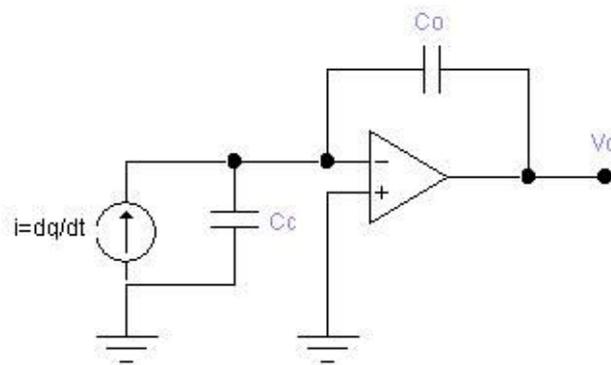


Figura 3.13: Esquema de la configuración de un amplificador de carga ideal.

Considerando un amplificador de ganancia en lazo abierto $A \gg 1$, la tensión en bornes del condensador será la representada en la ecuación (3.2):

$$V = \frac{-q}{C_o + \frac{C_c + C_o}{A}} \quad (3.2)$$

Cabe destacar que la sensibilidad a la salida será prácticamente independiente de la capacidad del cable C_c . Por lo que la tensión a extremos del condensador se puede aproximar a la ecuación (3.3):

$$V \simeq \frac{-q}{C_o} \quad (3.3)$$

Con el fin de proteger el amplificador y mejorar la estabilidad [63], se ha añadido una resistencia R_o en paralelo entre la entrada inversora del amplificador operacional y el sensor. Además, a efectos prácticos, es necesario añadir otra resistencia R_{in} en serie con el condensador de realimentación C_o que establezca un camino de realimentación para la corriente de polarización I_B del amplificador operacional, evitando que éste entre en saturación. El esquema del amplificador de carga real empleado puede observarse en la Figura 3.14.

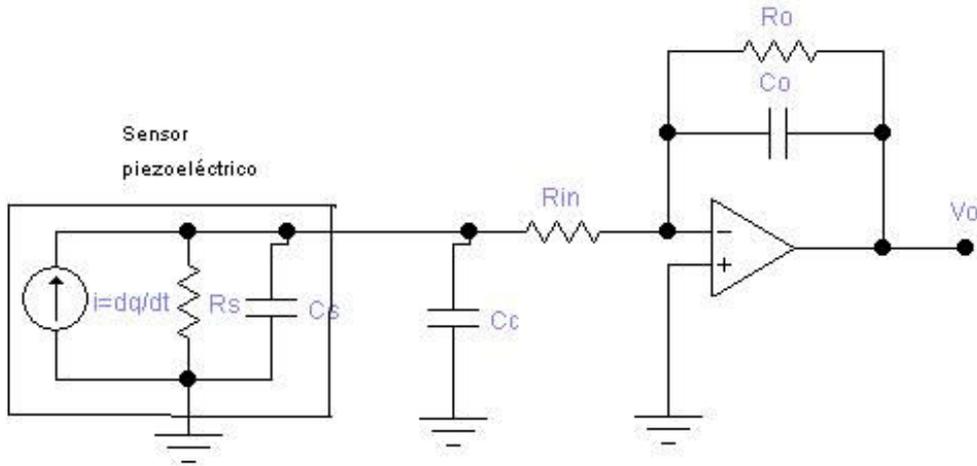


Figura 3.14: Esquema de la configuración de un amplificador de carga real.

Las resistencias añadidas a la configuración real, hacen que la respuesta en frecuencia del amplificador de carga varíe, por lo que la frecuencia de corte inferior y superior responderán a las siguientes ecuaciones (3.4) y (3.5):

$$f_L \simeq \frac{1}{2\pi R_0 C_0} \quad (3.4)$$

$$f_H \simeq \frac{1}{2\pi R_{in} (C_s + C_c)} \quad (3.5)$$

La banda de frecuencias de paso del circuito será mostrada en la Figura 3.15, siendo la frecuencia de corte alta f_H y la baja f_L .

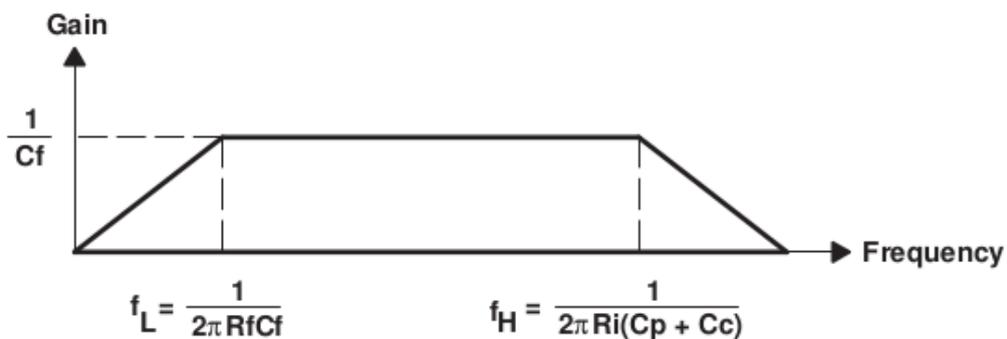


Figura 3.15: Banda de paso del circuito con frecuencia de corte máxima y mínima.

Mientras que la ganancia del circuito viene definida por la ecuación (3.6):

$$G = \frac{V_{out}}{q} = \frac{1}{C_0} \left[\frac{\text{Voltios}}{\text{Culombios}} \right] \quad (3.6)$$

Así pues, para la realización de este circuito se emplearán los siguientes componentes:

$$R_{in} = 8,2K\Omega$$

$$R_{out} = 2,2M\Omega$$

$$C_o = 100nF$$

$$C_s = 750pF [53]$$

Por lo tanto sustituyendo estos valores en las ecuaciones (3.4), (3.5) y (3.6) tendremos las ecuaciones (3.7), (3.8) y (3.9) considerando que las capacidades de los cables C_c son despreciables:

$$f_L \simeq \frac{1}{2\pi R_0 C_0} \simeq \frac{1}{2\pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} \simeq 0,723Hz \quad (3.7)$$

$$f_H \simeq \frac{1}{2\pi R_{in} (C_s + C_c)} \simeq \frac{1}{2\pi R_{in} C_s} \simeq \frac{1}{2\pi \cdot 8,2 \cdot 10^3 \cdot 750 \cdot 10^{-12}} \simeq 25878Hz \quad (3.8)$$

$$G = \frac{V_{out}}{q} = \frac{1}{C_0} = 10^6 \quad (3.9)$$

Por lo tanto empleando estos componentes cubrimos ampliamente el espectro frecuencial que nos interesa, el de la señal de MMG que va desde los pocos hercios hasta pocas centenas de hercios.

Para el desarrollo de este circuito se empleó el circuito integrado de Texas Instruments TL082 3.16 este integrado cuenta con dos amplificadores operacionales y requiere una alimentación simétrica de $\pm 15V$. La configuración interna del integrado puede observarse en la Figura 3.16.

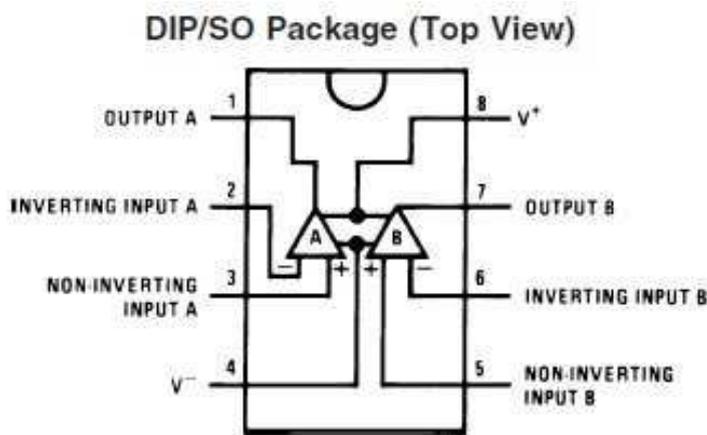


Figura 3.16: Configuración interna del integrado TL082 de la casa Texas Instruments

En la siguiente sección se detallará la disposición en la placa y conexión con el sistema de adquisición de los dos circuitos previamente descritos.

3.3. Circuitos completos de acondicionamiento:

Una vez descritos ambos circuitos de acondicionamiento, el de la señal EMG y el de la señal MMG, se presentará la disposición de los distintos componentes con el fin de minimizar la superficie necesaria para el circuito. La disposición puede encontrarse en la Figura 3.19 y esta basada en la disposición empleada en [54] con algunas modificaciones.

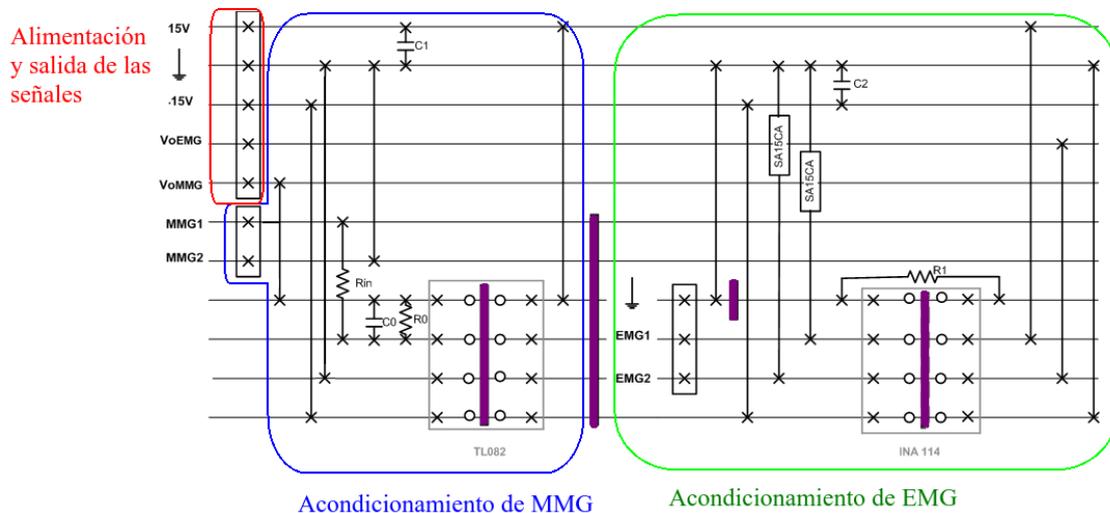


Figura 3.17: Esquema de la disposición circuital de acondicionamiento para las señales EMG y MMG

Las conexiones de los electrodos de EMG y en sensor piezoeléctrico de MMG a la placa, además de la conexión de salida de las señales, se realizaron mediante conectores en forma de peine como los que se pueden observar en la Figura 3.18

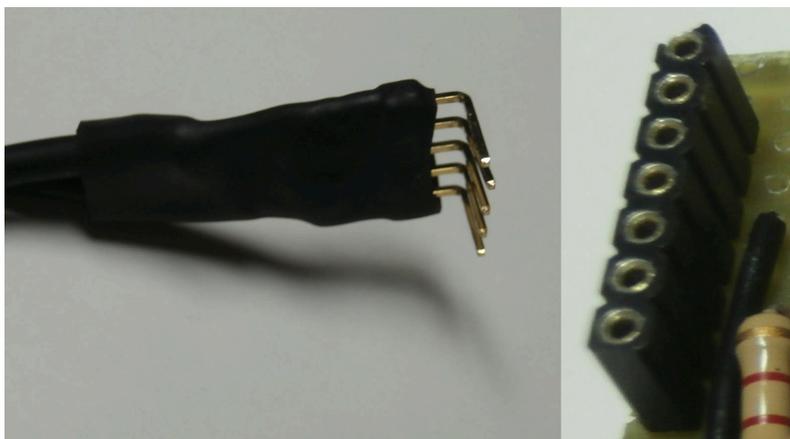


Figura 3.18: Conector en forma de peine, y zocalo sobre el que introduce, para realizar la conexión

Se empleó una placa de circuito impreso, con tiras conductoras metálicas paralelas y perforaciones a distancias normalizadas. Se realizaron algunos cortes en las tiras de forma

estratégica para interrumpir las conexiones eléctricas en lugares de interés (Zonas de trazo morado en la Figura 3.17). El resultado final de los dos circuitos de acondicionamiento se puede observar en la fotografía de la Figura 3.19.

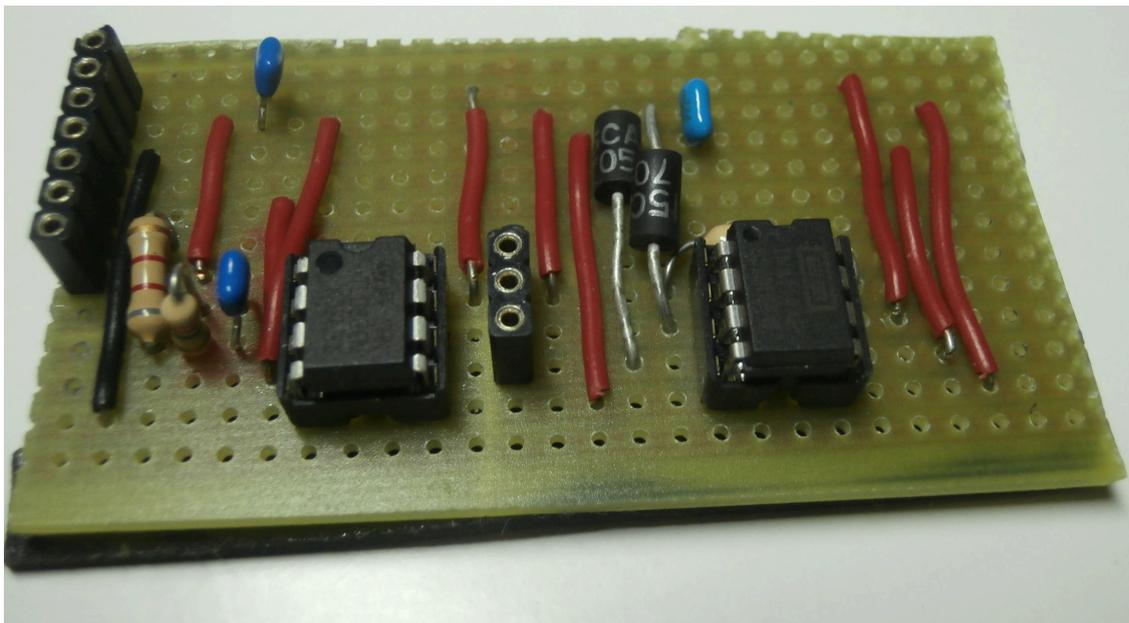


Figura 3.19: Vista superior de los circuitos de acondicionamiento de las señales EMG y MMG

Por ultimo, se procederá a la descripción de las conexiones entre los dos circuitos anteriormente descritos y el prototipo desarrollado anteriormente en el laboratorio [66], donde se le da a la señal una amplificación adicional que deja la señal en unos valores en torno a 5V para su posterior digitalización. Esta conexión se realizará mediante el uso de un conector CIRDIN_5-R cuyo esquema puede observarse en la Figura 3.20(a) y aspecto final en la Figura 3.20(b).

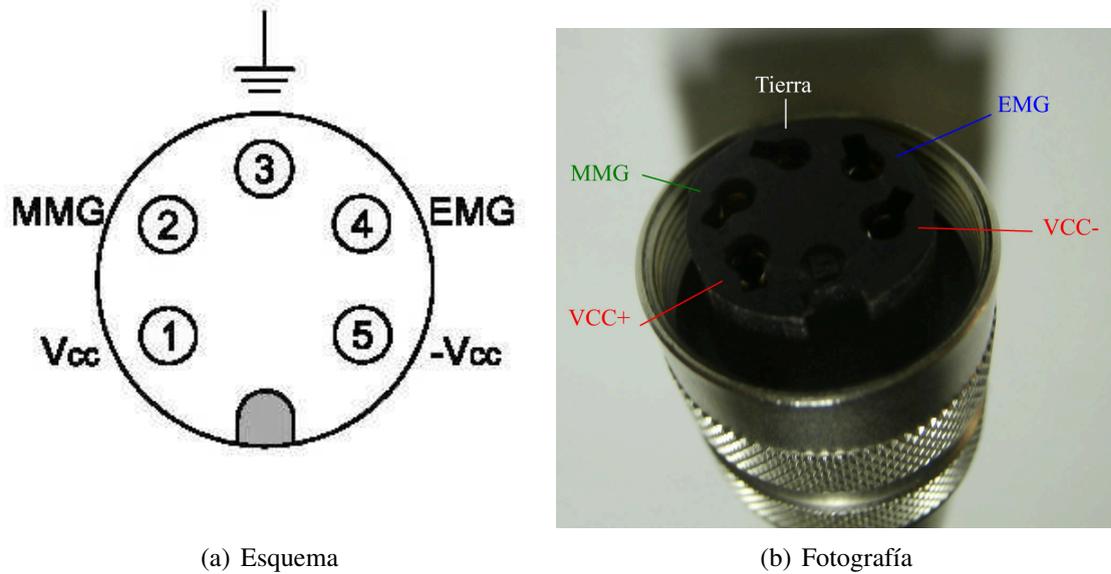


Figura 3.20: Esquema y fotografía del conector CIRDIN5-R empleado para conectar los circuitos de acondicionamiento al prototipo para la conexión al ordenador

La siguiente etapa será introducir las señales a un PC mediante el puerto serie, para posteriormente ser recogidas en dos canales diferenciados y almacenadas gracias al Software BioSAD [67] y por último tratadas con el software ingenieril Matlab.

Un diagrama de los distintos bloques funcionales puede observarse en la Figura 3.21:

- 1 : Adquisición de las señales de EMG y MMG mediante la interfaz mixta.
- 2 : Acondicionamiento simultaneo de las señales.
- 3 : Prototipo de acondicionamiento para la conexión con el PC.
- 4 : Registro de las trazas mediante BioSAD.
- 5 : Tratamiento de los datos gracias al software Matlab.
- 6 : Obtención de las gráficas a partir de los datos ya tratados.

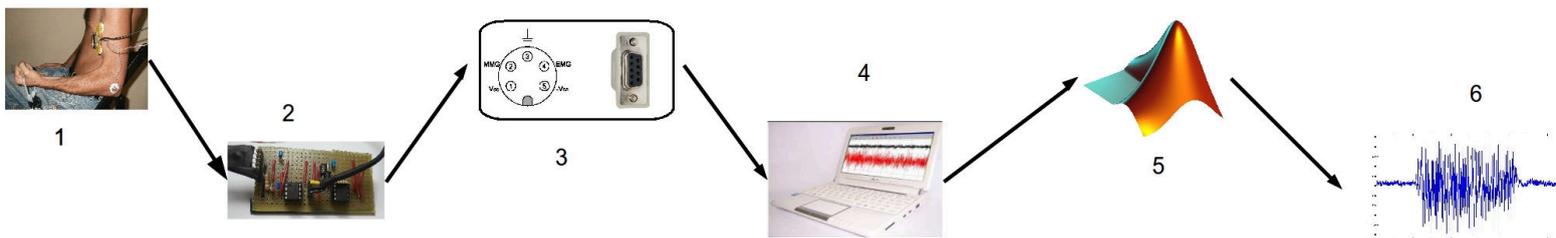


Figura 3.21: Bloques funcionales del sistema de adquisición, tratamiento y representación de los datos.

Capítulo 4

Experimentación en sujetos y resultados

En el presente capítulo se describirán las pruebas experimentales llevadas a cabo sobre distintos sujetos para la obtención de los datos así como el posterior estudio de los resultados obtenidos. En primer lugar presentaran las características de los distintos sujetos sobre los que se realizaron las pruebas. Posteriormente se establecerá el protocolo empleado para la recogida de los datos. En tercer lugar el protocolo para el análisis de los datos, con tratamiento temporal y frecuencial. Y por último se presentaran los resultados obtenidos de dichas pruebas experimentales.

4.1. Población de los sujetos experimentales

Las pruebas experimentales, que se describirán en la próxima sección, se realizaron sobre una población experimental de 11 sujetos. Se trata de una población que solo abarca sujetos sanos y con características muy similares entre la mayoría de ellos. Idealmente sería necesaria una muestra estadística representativa de la población total, atendiendo a:

- **Edad:** la actividad eléctrica y muscular varía a lo largo de la vida de los humanos.
- **Somatotipo o Morfotipo:** Se estima que existen diferencias a la hora de registrar este tipo de señales en función de la grasa corporal que pueda tener cada sujeto, ya que la distancia y tejidos entre el músculo y la superficie de la piel pueden variar considerablemente, además del desarrollo muscular que varía entre sujetos.
- **Raza:** Existen estudios [68] ó [69] que demuestran que la composición de los músculos, así como sus características pueden variar de una raza a otra.
- **Patologías:** Los parámetros que presentan las señales de EMG y MMG, varían entre sujetos sanos y sujetos con patologías [70]. Siendo estos últimos de especial interés a la hora de desarrollar modelos para tecnologías de rehabilitación.

Las características de los sujetos experimentales recogidas para este estudio son la edad, el sexo, la altura, el peso, el Índice de Masa Corporal (IMC, medida de asociación entre el peso y la talla de un individuo, definida por la ecuación: $IMC = \frac{Masa}{Estatura^2}$, expresando

la masa en kg y la estatura en metros), la longitud de brazo y antebrazo, y el peso levantado para el cual los sujetos llegan al 100 % de su Máxima Contracción Voluntaria (MCV).

En este caso debido a las limitaciones propias de un TFM, la muestra es de tan solo 11 sujetos y todos de raza caucásica. Entre estos 11 sujetos, 5 fueron de sexo femenino y 6 de sexo masculino. Las edades están comprendidas entre los 24 y los 69 años, siendo nueve sujetos entre 24 y 26 años y tan solo dos fuera de ese rango, de 61 y 69 años respectivamente. Con los sujetos estudiados, se tiene una media de 32 años con una desviación estándar de 16.37 años.

En lo que se refiere a IMC se ha podido lograr un espectro un poco más amplio, hallándose estos entre 17.78 kg/m^2 para el sujeto 11 y 30.32 kg/m^2 para el sujeto 4. La media de los IMC de los sujetos es de 22.72 con una desviación estándar de 3.86 kg/m^2 .

A continuación se presentará el protocolo experimental aplicado a los sujetos.

4.2. Protocolo experimental

En el presente apartado se presentará el protocolo experimental seguido para el estudio de los distintos niveles de contracción isométrica y estudio de la fatiga del bíceps mediante la captación simultánea de señales EMG y MMG empleando un sensor propio.

Para poder realizar la captación de las señales EMG y MMG, de una forma reproducible, se propone el siguiente protocolo dividido en dos fases.

En la primera fase, distinguiremos distintos niveles de contracción isométrica del músculo en función de la Máxima Contracción Voluntaria (MCV). En la segunda fase se estudiará la fatiga del músculo en función de Tiempo de Contracción Total (TCT) de una contracción isométrica realizando el 50 % de la Máxima Contracción Voluntaria.

Con este fin se tratará de reproducir los experimentos realizados en los artículos [70] y [71].

En las dos fases se ubica un ejemplar de la interfaz mixta desarrollada en la zona de mayor anchura del bíceps branquial (vientre muscular) como puede observarse en la Figura 4.1. De este modo, la distancia entre los tendones del codo y del hombro están a la misma distancia del sensor y de tal forma que los electrodos y el sensor piezoeléctrico se hallen en paralelo con las fibras musculares. Además se fijara un tercer electrodo de Plata/cloruro de plata, donde se tendrá una señal de referencia para EMG, sin interferencias de ningún músculo, sobre la articulación del codo.

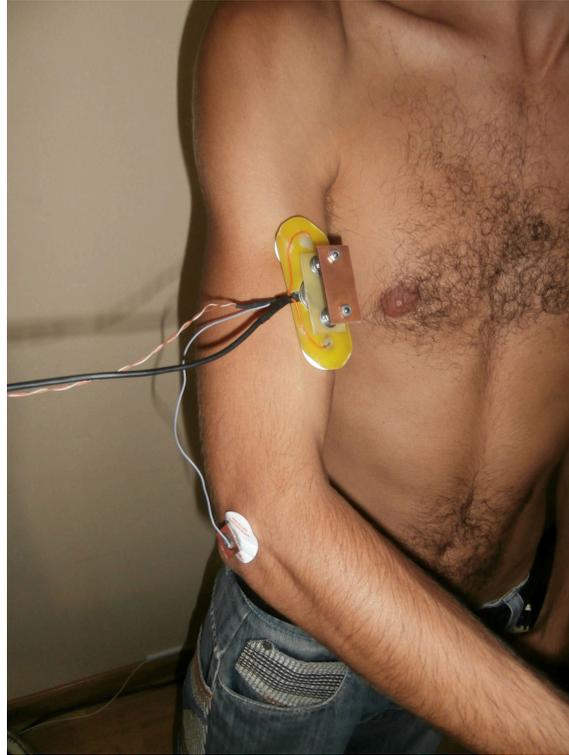


Figura 4.1: Ubicación de la interfaz mixta en el bíceps de un sujeto.

Es necesario tener en cuenta, que al trabajar con pequeña señal, cualquier perturbación electromagnética podría falsear los resultados, por que se realizará en una zona aislada de interferencias electromagnéticas y además tanto el ordenador portátil empleado como el prototipo de adecuación estarán funcionando con baterías.

A continuación se detallarán los requerimientos posturales que han de cumplir los sujetos durante la realización de ambas fases.

4.2.1. Requerimientos posturales

- El sujeto ha de estar sentado en una silla, con la espalda recta y apoyada en el respaldo.
- Las plantas de los pies estarán apoyadas sobre el suelo y las piernas ligeramente abiertas.
- Antes de realizar las contracciones se dispondrá al sujeto de tal forma que el brazo dominante esté perpendicular al suelo, mientras que su antebrazo se ha de hallar prácticamente horizontal, de forma que la articulación del codo forme un ángulo de 100° mientras que el la articulación de la axila habrá un ángulo de 0° . Este requerimiento puede observarse en la Figura 4.2.

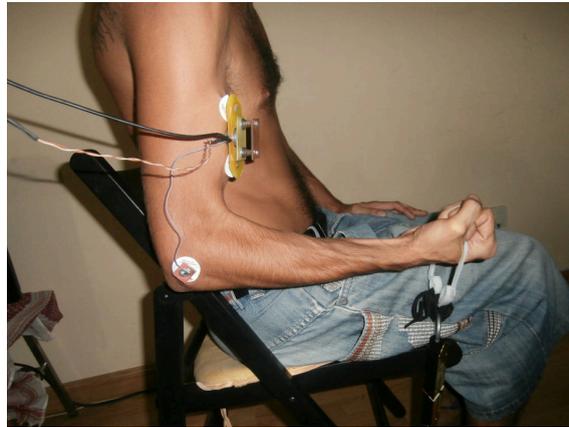


Figura 4.2: Posición de los sujetos para la realización de las distintas pruebas.

- Una vez comiencen las distintas contracciones, gracias al pequeño estiramiento del dinamómetro, el antebrazo deberá quedar paralelo al suelo, es decir que la articulación del codo pasará de formar un ángulo de 100° a formar un ángulo 90° .
- La fuerza realizada se medirá gracias a un dinamómetro el cual, en uno de sus extremos, se fijará a la silla sobre a la que se encuentra el sujeto mediante una fijación, del lado del brazo dominante, mientras que el otro extremo se fijará a un asa, que permita a los sujetos tirar de forma cómoda. Para poder tener un ángulo de 90° en la articulación del codo en todo momento, la longitud de las fijaciones se variaran entre cada sujeto y deberá reajustarse para cada contracción, adaptándose a su altura y longitud de brazo y antebrazo. Como puede observarse en la Figura 4.3.

Es importante que el ángulo formado por la articulación del codo sea de 90° ya que existen estudios que demuestran que las señales producidas por el bíceps varían en función del ángulo que se forme en el codo, esto se debe a que la longitud del músculo varía en función del grado de flexión de las articulaciones [72].

4.2.2. 1ª fase - Protocolo para observar la fatiga muscular:

A continuación se detallará el protocolo empleado para observar la fatiga muscular basado en el artículo *Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction* de Tetsuya Kimura et al. [71]

Antes de comenzar con la toma de datos, se pedirá a los sujetos que se sitúen en la posición anteriormente descrita para cumplir con los requerimientos posturales.

En primer lugar, antes de colocar la interfaz mixta en el vientre muscular del bíceps, se obtendrá la MCV del sujeto. Para ello se pide al sujeto, que realice la máxima fuerza posible que sea capaz de mantener durante dos segundos, este valor será anotado. Esta



Figura 4.3: Posición del dinamómetro respecto del sujeto

prueba se realizará en tres ocasiones y se asignará la media de las tres repeticiones como el 100 % de la MCV del sujeto. Entre cada una de las tres contracciones se introducirá un lapso de 10 minutos para permitir que el músculo se relaje, y evitar falseos de los resultados debidos a la fatiga.

Transcurridos los 10 minutos de reposo desde la última prueba de MCV. Se dispondrá la interfaz mixta sobre el vientre muscular del bíceps del sujeto para poder capturar ambas señales de forma simultánea. A continuación, se instará al sujeto que se sitúe en la posición descrita y se le pedirá que realice una contracción isométrica del bíceps de forma que la fuerza realizada sea del 50 % de su MCV, previamente obtenido. Para controlar que la fuerza realizada sea de 50 % de la MCV de cada sujeto, se realizará una marca en el dinamómetro en el peso correspondiente, para que una tercera persona indique al sujeto la fuerza que ha de realizar.

Este ejercicio se desarrollará hasta la extenuación del sujeto, es decir hasta que no pueda seguir manteniendo el 50 % de su MCV. El nivel de fuerza será controlado gracias al dinamómetro.

Con el fin de evitar valores espurios, al comienzo y final del registro de las trazas, el registro comenzará una vez se establezca la fuerza ejercida por el sujeto al 50 % de su MCV y posteriormente, de forma off-line se eliminarán los últimos instantes de dicho registro.

4.2.3. 2ª fase - Protocolo para distinguir distintos niveles de contracción

A continuación se describe el protocolo seguido para distinguir distintos niveles de contracción en los sujetos, este protocolo esta basado en el artículo *The mechanomyography of persons after stroke during isometric voluntary contractions* de X.L. Hu, K.Y. Tong, L. Li. [70]

Esta segunda fase tendrá como fin poder distinguir entre varios niveles de contracción en función de la MCV de cada sujeto.

Transcurrido 15 minutos desde la realización de la 1º fase, para evitar los efectos de la fatiga muscular, se ubicará al sujeto y el dinamómetro en la misma posición que anteriormente.

Se pide a cada sujeto que realice contracciones isométricas del 20 % (estado de contracción en esfuerzo bajo), 40 % (estado de contracción en esfuerzo intermedio-bajo), 60 % (estado de contracción en esfuerzo intermedio-alto), y 80 % (estado de contracción en esfuerzo alto) de su MCV. Las trazas generadas por las señales resultantes se registrarán durante 5 segundos, dejando transcurrir 5 minutos entre cada uno de los 4 registros, siguiendo el procedimiento del artículo comparado y como en ocasiones anteriores para evitar la aparición de la fatiga muscular. El orden de estas contracciones se realizará de forma aleatoria.

Para saber el nivel de fuerza que se ha de realizar, una tercera persona, observará el dinamómetro e indicará al sujeto hasta que punto ha de realiza dicho esfuerzo, con el fin de mantener un esfuerzo constante durante los 5 segundos, al porcentaje de MCV deseado.

Se deberá reajustar la longitud de la cuerda, del mismo modo que anteriormente, de forma que cuando el sujeto realice las contracciones, el ángulo de la articulación de su codo sea 90º en todo momento. Ver Figura 4.2.

Los registros de 5 segundos comenzarán cuando el sujeto ya esté realizando la contracción de forma correcta, y las señales sean estables, con el fin de evitar transitorios espurios al comienzo y fin de la contracción.

4.3. Análisis de los datos

Las señales producidas por el bíceps de los sujetos, una vez pasan por el circuito de acondicionamiento (descrito en el apartado 3.2) y por el módulo previo de acondicionamiento[66] son recogidas en un ordenador portátil mediante el software BioSAD [67].

Es importante tener en cuenta que el ordenador portátil ha de estar funcionando alimentado por baterías, ya que los efectos de los armónicos de 50 Hz de la red podrían

afectar a los registros.

El software BioSAD [67] almacena las trazas de los datos en ficheros .dat de tal forma que en líneas sucesivas del fichero, introduce de forma consecutiva: un registro de EMG, un retorno de carro, un registro de MMG, otro retorno de carro...y así sucesivamente.

En primer lugar se deberán tratar los datos registrados por BioSAD [67] para permitir su análisis, esto se realizará con el Software libre para la edición de texto “SED”, los comandos empleados se pueden encontrar en el anexo C.2.

- Eliminar los retornos de carro que el programa introduce entre cada valor de las señales almacenadas.
- División de las trazas de las señales de EMG y MMG en dos archivos diferenciados, de modo que las líneas impares formen un archivo y las pares otro.

4.3.1. Tratamiento de los datos obtenidos en la primera fase del protocolo

En primer lugar se crearan las distintas ventanas de datos empleando de nuevo el Software SED (El código desarrollado se puede encontrar en el Apéndice C.2) de forma que se recogerán diez ventanas del 10 % cada una, del tiempo de contracción total. Las trazas serán inventanadas para poder así discernir los distintos estados de fatiga del músculo. Para ello se tendrá en cuenta que BioSAD [67] muestrea con una frecuencia de 1200Hz por lo que será necesario calcular para cada sujeto el tamaño de la ventana.

Una vez creadas las distintas ventanas, estas se pasaran por un filtro paso banda siguiendo las especificaciones del artículo. La señal de mecanomiograma será filtrada en la banda de 3–100 Hz, mientras que la señal de Electromiograma se filtrará en la banda 10–500 Hz. En el artículo [71] se especifican las bandas frecuenciales en que ha de realizar el filtrado, pero no aparece ninguna especificación acerca del tipo de filtro a emplear, así que se usará uno filtro de butterworth de 4º orden, ya que es el más recurrente en la bibliografía, notar que las frecuencias de corte del filtro varían de un artículo a otro.

Una vez filtradas, en las señales separadas en ventanas, se realizará un análisis de los distintos valores cuadráticos medios o RMS (Root Mean Square), además de la obtención de los espectros frecuenciales de cada una de las ventanas.

En ambos casos (cosa que no se realiza en el artículo), los valores serán normalizados para de este modo poder realizar una análisis más completo de los resultados obtenidos. Esto se realiza de este modo ya que como se comentó anteriormente, la manera más efectiva de comparar distintos valores es normalizar los vectores en los que se almacenan las ventanas. Para la normalización se empleará el código desarrollado para Matlab, explicitado en el Apéndice C.1.

4.3.2. Tratamiento de los datos obtenidos en la segunda fase del protocolo

Para realizar el análisis de datos de la 2^o fase, se tratará de reproducir el proceso empleado en el artículo [70] con el fin de poder realizar una comparación fiel entre los datos obtenidos en dicho artículo y los datos obtenidos en el presente trabajo.

En primer lugar, de forma off-line, se someterá las señales digitales a un filtrado con Matlab, mediante un filtro paso banda. En este caso se empleará un filtro de Butterworth de cuatro orden ya que es el que se emplea en el artículo, y numerosos artículos de la bibliografía también emplean este tipo de filtros [73] ya que presenta los resultados más eficientes para este tipo de señales (el código de Matlab desarrollado puede encontrarse en el Apéndice C.1).

Siguiendo el procedimiento de artículo: la señal de EMG será filtrada en la banda de 10 a 500 Hz, mientras que la señal de MMG se filtrará en la banda de 3 a 100 Hz

Un vez realizado el filtrado de la señal, se procederá a realizar los distintos análisis:

- Por un lado se obtendrán los valores eficaces o RMS
- Por otro lado se obtendrá la densidad espectral de potencia empleando el método de Welch [74] (los códigos de Matlab podrán encontrarse en el Apéndice C.1)

4.4. Resultados

En la siguiente sección se analizarán los resultados obtenidos tras recoger y tratar las señales EMG y MMG, procedentes del bíceps braquial de los 11 sujetos experimentales. En primer lugar se realizará un análisis temporal de los resultados y posteriormente un análisis frecuencial.

4.4.1. Resultados del primer protocolo experimental

A continuación se presentarán los resultados en la primera fase experimental, donde cada sujeto mantuvo una contracción isométrica, realizando el 50 % de su MCV, hasta la extenuación, registrando ese tiempo como Tiempo de Contracción Total (TCT). Posteriormente se enventanaron los resultados obtenidos en ventanas del 10 % del TCT para su posterior análisis temporal y frecuencial.

Análisis temporal

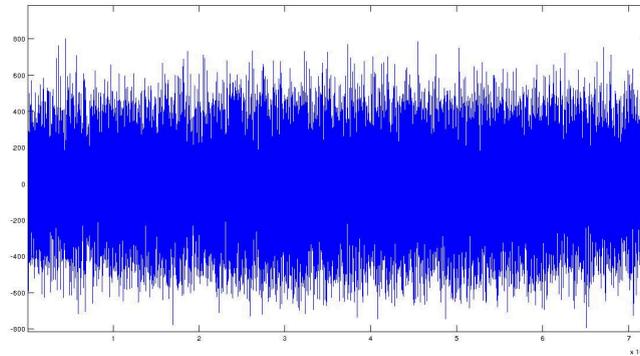
Los resultados obtenidos en el artículo [71] muestran como la amplitud de los valores RMS para la señal EMG siguen un perfil creciente de forma lineal con el tiempo de contracción. Mientras que la señal de MMG, tiene un perfil claramente creciente en

los primeros instantes de contracción, sin embargo, cuando la fatiga muscular empieza a aparecer, este perfil se convierte en decreciente, agudizándose este decrecimiento cuando la extenuación muscular se aproxima, por lo que la señal MMG a lo largo del TCT tiene forma de U invertida.

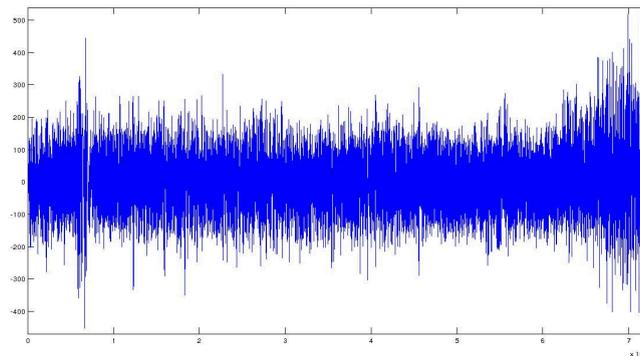
Para el tratamiento temporal de los datos en este TFM se empleó el método RMS, del mismo modo que en el artículo a comparar.

Los resultados del análisis temporal RMS, en valores absolutos y normalizados, pueden observarse en las gráficas de las Figuras B1 a B11 del Apéndice B. A raíz de estas gráficas podemos observar que los perfiles de ambas señales, en las distintas ventanas temporales, es semejante para la mayoría de los casos. Por lo que se puede concluir que la fatiga tiene efectos similares, en el dominio temporal, sobre las señales EMG y MMG. Para algunos sujetos si que se puede apreciar el comportamiento linealmente creciente de la señal EMG a los largo de TCT y en forma de U invertida para señal MMG, como en el artículo [71], sin embargo, para otros sujetos los perfiles no siguen este comportamiento.

Por otro lado, también se realizó un análisis temporal de la señal filtrada, sin usar el método RMS. Una representación temporal de las señales se pueden observar en la Figura 4.4, donde se puede observar que cuando la fatiga muscular empieza a tener efecto más importante, justo antes de llegar a la extenuación la señal de MMG crece considerablemente, mientras que la señal EMG se mantiene prácticamente constante durante toda la contracción.



(a) EMG



(b) MMG

Figura 4.4: Representación temporal de ambas señales para el sujeto 2

Con estos resultados (Fig. 4.4(a) y 4.4(b)), podemos observar como un análisis temporal, sin usar el método RMS, la señal MMG aporta información de cuando los efectos de la fatiga muscular aparecen en el sujeto.

Análisis frecuencial

El análisis frecuencial se llevó a cabo mediante una Transformada Rápida de Fourier (FFT). En los espectros presentados en el Apéndice B (Gráficas de las Figuras B12 a B33) se puede observar los espectros frecuenciales son bastante dispares entre sujetos.

En el ámbito de las señales EMG podemos observar que la densidad espectral de potencia aumenta, según nos desplazamos hacia frecuencias más altas, hasta los 100Hz, frecuencia en la cual se encuentran los mayores picos. Para frecuencias superiores observamos que la densidad espectral de potencia disminuye de forma progresiva, hasta los 500Hz, a partir de dicha frecuencia, la potencia espectral de la señal EMG se puede considerar nula.

Si observamos las gráficas de MMG, podemos observar que la banda frecuencial de interés es bastante más reducida, con componentes frecuenciales importantes hasta los

200Hz. Para componentes con frecuencias superiores a los 200Hz, se puede considerar que prácticamente no tiene contribución al espectro.

Tras analizar los resultados de esta 1ª fase experimental se puede concluir que los resultados temporales en RMS siguen un perfil similar tanto para EMG como para MMG, sin embargo si no se emplea el método RMS, la señal MMG si que aporta información sobre cuando la fatiga muscular empieza a ser importante. Por otro lado, los espectros frecuenciales no son concluyentes acerca de si la información que se puede obtener de una y otra señal son equiparables.

4.4.2. Resultados del segundo protocolo experimental

En este apartado, se presentarán los resultados obtenidos de la segunda fase del protocolo experimental, donde se pidió a los distintos sujetos que realizaran 4 contracciones isométricas de 5 segundos, cada una de ellas realizando un esfuerzo del 20 %, 40 %, 60 % y 80 % de su Máxima Contracción Voluntaria (MCV). Como con los resultados de la 1ª fase, se realizó un análisis temporal y frecuencial de los datos obtenidos.

Análisis temporal

Los resultados del análisis temporal RMS, en valores absolutos y normalizados, pueden observarse en las gráficas de las Figuras B33 a B44 del Apéndice B. Tras el estudio de los valores RMS se puede observar que para la mayoría de los casos, los perfiles de las gráficas de EMG y MMG son crecientes en relación al nivel de contracción desarrollado. En la Figura 4.5 se puede observar dichos perfiles crecientes para la representación gráfica de los valores RMS de ambas señales.

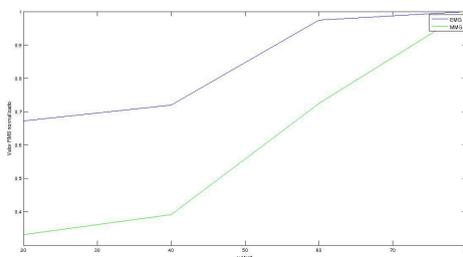
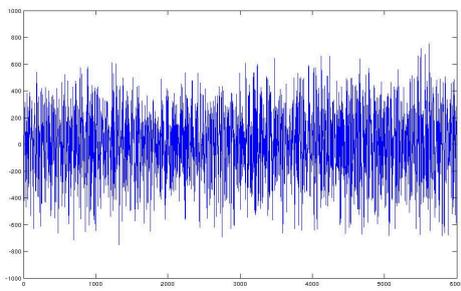
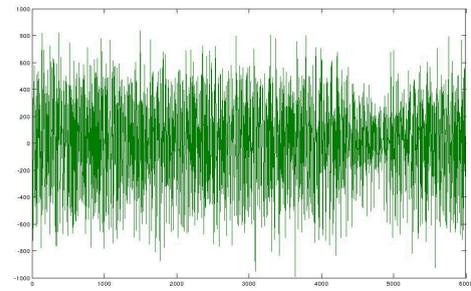


Figura 4.5: Gráfica de los valores RMS de las señales EMG y MMG normalizadas para los distintos niveles de contracción

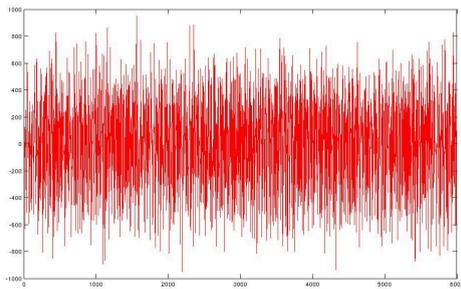
En las Figuras 4.6 y 4.7 podemos observar una representación temporal de ambas señales para los distintos niveles de contracción. Donde se puede apreciar que las representaciones, tanto de EMG como de MMG, tiene amplitudes crecientes respecto al nivel de esfuerzo realizado.



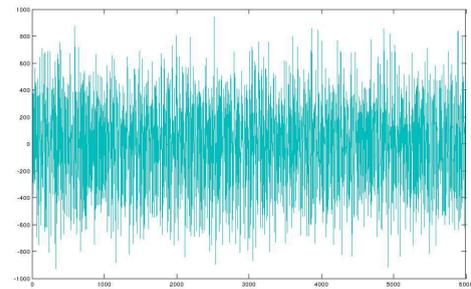
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV



(c) 60 % MCV



(d) 80 % MCV

Figura 4.6: Representación temporal de la señal EMG sel sujeto 2 para distintos estados de contracción

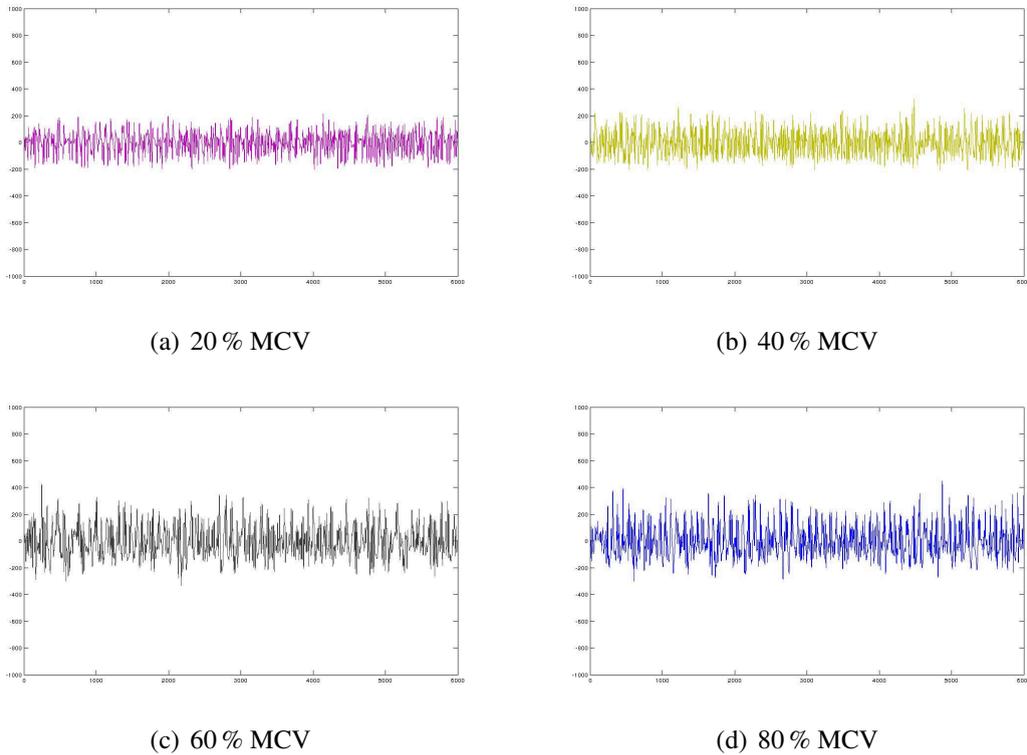


Figura 4.7: Representación temporal de la señal MMG del sujeto 2 para distintos estados de contracción

A raíz de estos resultados se puede concluir que un análisis temporal de la señal MMG ofrece una información similar a la que se puede extraer mediante el uso de la señal EMG, del mismo modo que los resultados obtenidos en [70].

Análisis frecuencial

El análisis frecuencial se llevó a cabo mediante una Transformada de Welch [74]. En los espectros presentados en el Apéndice B (Gráficas de las Figuras B44 a B66) se deduce que tanto la señal electromiográfica, como la señal mecanomiográfica son capaces de manera similar de detectar los distintos estados de contracción muscular, ya que como puede extraerse de las gráficas espectrales del Apéndice B, a medida que aumenta el grado de contracción muscular, y por tanto el nivel de esfuerzo, el valor de amplitud de las componentes frecuenciales de las señales se incrementa, así como también aumenta el ancho de banda de dichas señales donde se concentra la mayor parte de la densidad espectral de potencia. Además, también a medida que se incrementa el esfuerzo se obtienen mayores valores de amplitud en frecuencia.

Por otro lado, se cumple que, tal y como se afirma en algunos artículos de la bibliografía, así como en el artículo a comparar [70], al incrementar el nivel de contracción, las componentes frecuenciales de las señales MMG y EMG se desplazan hacia altas frecuencias [75], [76], [77] y [78].

El espectro de frecuencias de las señales está también relacionado con la longitud del músculo, ya que se ha demostrado que existe un desplazamiento a las altas frecuencias cuando la longitud de la fibra muscular disminuye, como puede observarse comparando los espectros frecuenciales, con los datos recogidos en las tablas del Apéndice A.

Capítulo 5

Conclusiones y futuras líneas de investigación

5.1. Conclusiones

En la realización del presente Trabajo Final de Máster se ha diseñado y desarrollado una interfaz mixta que permite la captación simultánea de las señales eléctricas (electromiografía) y mecánicas (mecanomiografía) que se producen en los músculos durante una contracción isométrica de estos. Las señales son registradas y acondicionadas de forma simultánea, en el mismo emplazamiento y bajo las mismas condiciones. Así pues el estudio bajo las mismas condiciones de ambas señales, permite realizar una comparación fiel entre las dos señales originadas en el sistema neuromuscular de los seres humanos en su vida cotidiana. De este modo es posible extraer información que permite discernir si las características de la señal MMG son equiparables a las de la señal EMG en tecnologías de rehabilitación, siendo este uno de los fines que se vienen persiguiendo en el laboratorio de Electrónica y Bioingeniería de la UVa en los últimos años.

Al tratarse de señales, que pudiendo aportar información similar acerca del músculo estudiado, cuentan con características intrínsecas muy dispares entre sí. Por este motivo, se realizó un acondicionamiento de la señales específico para cada una de ellas, atendiendo a las peculiaridades de las señales EMG y MMG, así como atendiendo a las características de los electrodos y sensores empleados.

Esta interfaz mixta se ha desarrollado de forma que sea completamente compatible con los sistemas de adquisición con los que cuenta el laboratorio, tanto el sistema de conexión al PC, como el Software BioSAD [67], empleado para la visualización y almacenamiento de datos.

Por otro lado, la interfaz mixta, gracias al sistema basculante basado en muelles con el que cuenta el sensor piezoeléctrico de MMG, permite que se adecue la presión que se ejerce sobre la piel de los distintos sujetos. Este fue un reto importante al que se tuvo que hacer frente, ya que la presión que se ejerce sobre la piel, es un factor determinante a la hora de registrar la señal MMG y ha de mantenerse constante entre los sujetos independi-

entamente de la fisionomía de cada uno.

En esta memoria se han incluido multitud de aspectos teóricos relativos a las señales EMG y MMG, así como los sistemas de captación. De este modo se pretende conseguir un doble objetivo, introducir al lector los conceptos más importantes para lograr una buena comprensión del tema, y además basar y justificar el conjunto de decisiones y acciones tomada en este TFM.

Posteriormente, tras analizar los aspectos teóricos y concluir el desarrollo de la interfaz, se presentó un protocolo experimental para recoger los datos, realizando diversos niveles de fuerza y manteniendo un nivel de fuerza constante hasta la extenuación del sujeto. En este protocolo se detallaron todos los requerimientos, para que dichas experimentaciones puedan ser reproducibles por otro investigador. Además de realizar pruebas sobre los sujetos que, a priori, permitirían obtener características musculares similares desde ambas señales.

En este caso las pruebas experimentales se llevaron a cabo sobre una población de 11 sujetos sanos, 5 de sexo femenino y 6 de sexo masculino, con edades comprendidas entre los 24 y 69 años e Índices de Masa Corporal entre 17.8 y 30.32, de forma que el correcto funcionamiento de la interfaz quede probado sobre un espectro relativamente amplio de sujetos.

Sobre las trazas registradas por BioSAD [67] de las señales recogidas, se realizó un tratamiento de datos. En primer lugar se separaron las trazas relativas a EMG y MMG de los experimentos, en archivos de texto diferenciados y se trataron dichos ficheros para poder ser interpretables por los distintos programas empleados. Posteriormente, mediante el uso del Software de cálculo Matlab, se aplicó un filtrado de Butterworth a las señales, y se realizaron capturas en el dominio del tiempo de las señales una vez filtradas, analizando el valor cuadrático medio o RMS (Root Mean Square). Por último dichas señales filtradas, se convirtieron al dominio frecuencial empleando la Transformada Rápida de Fourier (FFT) y el método de Welch [74].

Una vez demostrada que la señal MMG tiene un comportamiento similar a la hora de diferenciar entre distintos niveles de contracción muscular isométrica, se puede determinar las ventajas que MMG puede presentar sobre EMG en su aplicación en tecnologías de rehabilitación o de diagnóstico médico. Así pues, se observó que la señal de mecanomiograma es más inmune al ruido electromagnético que realiza interferencias en las señales entorno a 50 Hz, estas interferencias están producidas por los aparatos electrónicos que existen en el entorno de pruebas. Por este motivo la señal de MMG requiere una menor amplificación y un menor blindaje frente a interferencias. Además se ha podido demostrar que MMG puede ser una alternativa más barata a EMG, puesto que los electrodos de Ag/AgCl pierden sus cualidades una vez se han usado con un individuo, mientras que el sensor piezoeléctrico empleado en este TFM para registrar las señales, permite un número mucho más elevado de usos sin perder sus cualidades.

No obstante, es necesario tener presente que la señal de MMG esta mucho menos estudiada y estandarizada para uso médico o de rehabilitación, en comparación con la señal EMG, por que resultaría pretencioso usar tan solo MMG en una aplicación clínica, siendo lo ideal emplear la información que se extrae de ambas señales, hasta que se demuestre fehacientemente las cualidades de la señal MMG para este tipo de requerimientos.

Finalmente, es importante tener en cuenta que aún habiendo obtenido resultados en gran medida satisfactorios en el uso de MMG, es necesario mejorar el sistema, por lo que a continuación se plantearán algunas posibles futuras líneas de investigación que podrían seguirse tras este TFM.

5.2. Futuras líneas de investigación

A continuación se plantearán algunas posibles futuras líneas de investigación que podrían surgir a raíz de la realización de este TFM.

Como ya se planteo anteriormente, uno de puntos débiles de este TFM es la escasa población experimental sobre los que llevaron a cabo las pruebas. Como futura línea de investigación se podría realizar pruebas similares a las realizadas en el presente trabajo, pero con una población más amplia y mejor repartida estadísticamente, atendiendo a edad, raza e IMC además de realizar pruebas sobre sujetos con patologías muscular o neuronales. De este modo, la población experimental sería una representación más fiel de la heterogeneidad del ser humano, y los resultados serian extrapolables más facilmente a toda la población mundial.

Por otro lado, se podrían plantear futuras líneas de investigación variando los métodos de recogida de las señales. La captación de la señal mioelectrica en vez de emplear unos electrodos de plata-cloruro de plata, se podría emplear algún otro método que no fuese desechable, como por ejemplo el uso de electrodos secos no polarizables de oro, que conservan sus características intactas tras múltiples usos. Además para captar las señales mecánicas de los músculos, podría plantearse como alternativa el uso de otro transductor, como por ejemplo un transductor láser. El transductor láser no requiere un contacto directo con la piel, evitando así la dependencia de la presión sobre la piel y los artefactos de movimiento, y obteniendo el desplazamiento de la superficie de la piel en unidades absolutas (milímetros o micras), en vez de unidades dependientes del transductor como es el caso de las cerámicas piezoeléctricas.

Otra posible futura línea de investigación que se puede desarrollar, es la realización de pruebas sobre más músculos para poder afirmar que los resultados obtenidos son extrapolables al conjunto de los músculos del cuerpo, y no solo del bíceps como es el caso de este TFM.

Por último, también se plantea como futura línea, es desarrollo de protocolos más rigurosos que permitan realizar las contracciones sin necesidad de realimentación de una

tercera persona sobre el nivel de esfuerzo realizado indicado por el dinamómetro.

Bibliografía

- [1] IFSES, *Manual Ifses de preparación al EIR* Instituto de Formación Sanitaria, S.L. - 9ª edición. 2014
- [2] DE LUCA C. J., *The use of surface electromyography in biomechanics* Journal of applied biomechanics, 13, 135-163. 1997
- [3] KONRAD P., *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography*. 2005
- [4] LIBERATI D., VEICSTEINAS A., HOSPITAL S.A., VALSABBINA V., *Surface Mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation* Journal of biomechanics 29 475–81. 1996
- [5] BARRY D.T., COLE N.M., *Muscle Sounds are Emitted at the Resonant Frequencies of Skeletal Muscle* IEEE Transactions on Biomedical Engineering 37, pp. 525–531. 1990.
- [6] ORIZIO C., *Muscle Sound: Bases for the Introduction of a Mechanomyography Signal in Muscle Studies* Critical Reviews in Biomedical Engineering 21(3), pp. 201-243. 1993
- [7] ORIZIO C., PERINI R., DIEMONT B., MARANZANA M., VEICSTEINAS A., *Spectral Analysis of Muscular Sound During Isometric Contraction of Biceps Brachii* Journal of Applied Physiology 68(2), pp. 508– 512. 1990
- [8] STOKES M.J., *Acoustic Myography: Applications and Considerations in Measuring Muscle Performance* Isokinetics and Exercise Science 3, pp. 4–15. 1993
- [9] COURTEVILLE A., GHARBI T., CORNU J.Y., *MMG Measurement: A High-Sensitivity Microphone-Based Sensor for Clinical Use* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 45(2):145–150. 1998
- [10] GRIMALDI F.M., *Physico-mathesis de lumine, coloribus, et iride, aliisque adnexis libri duo* Bologna. p. 383. 1665
- [11] WOLLASTON W.H., *On the duration of muscle action* Philosophical Transactions of the Royal Society of London: 1–5. 1810
- [12] ERMAN P., *Einige Bemerkungen uber Muscular-Contraction* Annalen der Physik. 1812

- [13] MATON B., PETITJEAN M., CNOCKAERT J.C., *Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man* European J. Appl. Physiol., 194-201. 1990
- [14] LAMMERT O., JORGENSEN F., EINER-JENSEN N., *Accelerometermyography (AMG). I. Method for measuring mechanical vibrations from isometrically contracted muscles* In Biomechanics V-A (Edited by Komi, E.), pp. 152-156. University Park Press, Baltimore. 1976
- [15] LAMMERT O., JORGENSEN, F., *Accelerometermyography (AMG) II: Contribution of the motor unit* in P. V. Komi, ed., International series on biomechanics, Vol 1a, University Park Press, Baltimore. 1976
- [16] BARRY D.T., GEIRINGER S.R., BALL R.D., *Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue* Muscle & Nerve, 8, 189-194. 1985
- [17] KEIDEL M., KEIDEL W.D., *The computer vibromyography as a biometric progress in studying muscle function* Biomed. Technik, 34, 107-116. 1989
- [18] CIBA FOUNDATION SYMPOSIUM, *Investigating muscle sounds by mechanomyography* Discussion at: CIBA Foundation Symposium. London, England. December 12, 1995
- [19] ORIZIO, C., GOBBO, M., DIEMONT, B., ESPOSITO, F., VEICSTEINAS, A., *The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence* European journal of applied physiology, 90(3-4), 326-336. 2003
- [20] ROSSING, THOMAS, *Springer Handbook of Acoustics* Springer Handbook of Acoustics. Springer. pp. 747, 748. 2007
- [21] SILVA J., CHAU T., NAUMMAN S., HEIM W., GOLDENBERG A.A., *Optimization of Signal-to-Noise Ratio of Silicon Embedded Microphones for Mechanomyography* Proceedings of the Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, Vol. 3, pp. 1493-1496. IEEE. 2003
- [22] STOKES M.J., DALTON P.A., *Acoustic Myography for Investigating Human Skeletal Muscle Fatigue* Journal of Applied Physiology 71, pp. 1422-1426. 1991
- [23] MARCHETTI M., SALLEO A., FIGURA F., DEL GAUDIO V., *Electromyographic and Phonomyographic Patterns in Muscle Atrophy in Man* Biomechanics IV, University Park, Baltimore, MD, pp. 388-393. 1974
- [24] M5 PROSPEKT/UMSCHLAG, *datasheet* Component Distributors, Inc. www.cdiweb.com/mel/m5_e.pdf Último acceso: 31/08/2014
- [25] ORIZIO, C., R. BARATTA, B. H. ZHOU, M. SOLOMONOW, AND A. VEICSTEINAS, *Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius* J Biomech 33, 427-433. 2000

- [26] ORIZIO, C., R. BARATTA, B. H. ZHOU, M. SOLOMONOW, AND A. VEICSTEINAS, *Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius* J Electromyogr Kinesiol 9, 131–140. 1999
- [27] WATAKABE M., MITA K., AKATAKI K., ITOH Y., *Technical Aspects of Mechanomyography Recording with Piezoelectric Contact Sensors* Medical & Biological Engineering and Computing, 33, pp. 557-561. 1998
- [28] ADXL300, *datasheet* Analog Devices http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL330.pdf Último acceso: 31/08/2014
- [29] AKATAKI, K., K. MITA, M. WATAKABE, AND K. ITOH, *Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle* Eur J Appl Physiol 84, 19–25. 2001
- [30] AKATAKI, K., K. MITA, M. WATAKABE, AND K. ITOH, *Age related change in motor unit activation strategy in force production: a mechanomyographic investigation*, Muscle Nerve 25, 505–512. 2002
- [31] BARRY, D. T., *Vibrations and sounds from evoked muscle twitches* Electromyogr Clin Neurophysiol 32, 35–40. 1992
- [32] BARRY, D. T., T. HILL, AND I. DUKJIN, *Muscle fatigue measured with evoked muscle vibrations* Muscle Nerve 15, 303–309. 1992
- [33] VAZ, M. A., W. HERZOG, Y. T. ZHANG, T. R. LEONARD, AND H. NGUYEN, *The effect of muscle length on electrically elicited muscle vibrations in the in-situ cat soleus muscle* J Electromyogr Kinesiol 7, 113–121. 1997
- [34] WATAKABE, M., MITA, K., AKATAKI, K., ITOH, Y., *Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography* Medical and biological engineering and computing, 39(2), 195-201. 2001
- [35] PETITJEAN, M., MATON B., *Phonomyogram from single motor units during voluntary isometric contraction* Eur J Appl Physiol 71, 215–222. 1995
- [36] GOLDENBERG, M. S., H. J. YACK, F. J. CERNY, H. W. BURTON, *Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle* J Appl Physiol 70, 87–91. 1991
- [37] STENDER M., MATRE D., *Recording Muscle Sound from Human Skeletal Muscle: Noise Sources and Technical Aspects* Medical & Biological Engineering and Computing, (39), pp. 195-201. 1995
- [38] ORIZIO, C., GOBBO, M., *Mechanomyography* Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. 2006
- [39] ORIZIO, C., R. PERINI, B. DIEMONT, AND A. VEICSTEINAS, *Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man* Eur J Appl Physiol 65, 1–7. 1992

- [40] SMITH, T. G., STOKES M. J., *Technical aspects of acoustic myography (AMG) of human skeletal muscle; contact pressure and force/AMG relationships* J Neurosci Meth 47, 85–92. 1993
- [41] SHENOY, P., MILLER, K. J., CRAWFORD, B., RAO, R. P., *Online electromyographic control of a robotic prosthesis. Biomedical Engineering* Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 55(3), 1128-1135. 2008
- [42] CARRERA GONZÁLEZ, A., *Innovaciones en sistemas e interfaces humano-máquina: aplicación a las tecnologías de rehabilitación* Tesis doctoral. 2013
- [43] 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, 10(12), 11100-11125. 2010
- [44] NOLAN, Y., DEPAOR, A., *The mechanomyogram as a channel of communication and control for the disabled* In *Engineering in Medicine and Biology Society IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 2, pp. 4928-4931). IEEE. 2004
- [45] MOON, I., LEE, M., CHU, J., MUN, M., *Wearable EMG-based HCI for electric-powered wheelchair users with motor disabilities* In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on* (pp. 2649-2654). IEEE. 2005
- [46] DE LUCA C. J., *Surface Electromyography: Detection and Recording* DelSys Incorporated. 2002
- [47] TORRES, A., FIZ, J. A., GALDIZ, B., GEA, J., MORERA, J., JANÉ, R., *Evaluación no invasiva del esfuerzo respiratorio mediante la utilización de sensores de superficie* XXV Jornadas de Automática. 2004
- [48] LIBELIUS, R., JOHANSSON, F., *Quantitative electromyography of the external anal sphincter in Parkinson's disease and multiple system atrophy* XXV Jornadas de Automática. Muscle & nerve, 23(8), 1250-1256. 2000
- [49] NIEUWBOER, A., DOM, R., DE WEERDT, W., DESLOOVERE, K., JANSSENS, L., STIJN, V., *Electromyographic profiles of gait prior to onset of freezing episodes in patients with Parkinson's disease* XXV Jornadas de Automática. Brain, 127(7), 1650-1660. 2004
- [50] RODRIGUEZ, A. A., AGRE, J. C., FRANKE, T. M., SWIGGUM, E. R., CURT, J. T., *Acoustic myography during isometric fatigue in postpolio and control subject* Muscle & Nerve, 19, 384-387. 1996
- [51] TARATA, M., SPAEPEN, A., PUERS, R., *The Accelerometer MMG Measurement Approach in Monitoring the Muscular Fatigue* Measurement Science Review, Vol. 1, No. 1. 2001

- [52] ALONSO LÓPEZ J. F., *Interacción en Sistema Biológicos mediante nuevos índices basados en la dinámica no lineal* Tesis doctoral Ing. Biomédica. Universidad Politécnica de Cataluña. 2011
- [53] BM15015-06HC, *datasheet* Low Power Radio Solutions <http://www.lprs.co.uk/sensors/vibration-sensors.html> Último acceso: 31/08/2014
- [54] DE LA CALZADA, J., *Estudio comparativo de las señales EMG y MMG: Aplicación en tecnologías de la rehabilitación* proyecto final de carrera, Universidad de Valladolid. 2013
- [55] NIKOLIC, Z. M., POPOVIC, D. B., STEIN, R. B., KENWELL, Z., *Instrumentation for ENG and EMG recordings in FES systems* Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 41(7), 703-706. 1994
- [56] HARB, A., HU, Y., SAWAN, M., *New CMOS instrumentation amplifier dedicated to very low-amplitude signal applications* In Electronics, Circuits and Systems. Proceedings of ICECS'99. The 6th IEEE International Conference on (Vol. 1, pp. 517-520). IEEE. 1999
- [57] CHOW, H. C., WANG, J. Y., *High CMRR instrumentation amplifier for biomedical applications. In Signal Processing and Its Applications* ISSPA 2007. 9th International Symposium on (pp. 1-4). IEEE. 2007
- [58] HARB, A., SAWAN, M., *New low-power low-voltage high-CMRR CMOS instrumentation amplifier. In Circuits and Systems* Proceedings of the 1999 IEEE International Symposium on (Vol. 6, pp. 97-100). IEEE. 1999
- [59] INA 114, *datasheet* Texas Instruments www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf Último acceso: 31/08/2014
- [60] TRASZORB SERIES, *datasheet* Vishay http://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Vishay%20Semiconductors/SA5.0_-_%20SA170CA.pdf Último acceso: 31/08/2014
- [61] DE LA ROSA STEINZ, R., *Acondicionamiento y Procesado en Tiempo Real de Señales Biológicas* Tesis doctoral, Valladolid. 2005
- [62] GARCÍA CASTRO, G., *Desarrollo de un sistema portátil de recogida de señales de vibración muscular para la diagnosis médica* Proyecto Fin de Carrera. E.T.S.I.T, Universidad de Valladolid. 2003
- [63] KARKI, J., *Signal Conditioning Piezoelectric Sensors* App. Rept. on Mixed Signal Products (SLOA033A), Texas Instruments Incorporated. 2000
- [64] MMF METRA MESS, *Application Note AN8E* www.mmf.de/pdf/an8e-accelerometer_mounting.pdf Último acceso: 31/08/2014
- [65] PALLAS, R., *Sensores y acondicionadores de señal* Marcombo, Barcelona, 4 edición. 2003

- [66] FERRERO MUÑOZ, L., *Integración de microcontroladores PIC en un sistema de adquisición de señales bioeléctricas* Proyecto Fin de Carrera. E.T.S.I.T, Universidad de Valladolid. 2003
- [67] FERRERO MUÑOZ, L., *Desarrollo de un sistema de adquisición de señales bioeléctricas*. Proyecto Fin de Carrera, ETSIT, Universidad de Valladolid. 2000.
- [68] THERIAULT, G., BOUCHARD, C., *Skeletal muscle characteristics in sedentary black and Caucasian males* *Ib*, 23(61), 14-48. 1986
- [69] WANG, Z., HEO, M., LEE, R. C., KOTLER, D. P., WITHERS, R. T., HEYMSFIELD, S. B., *Muscularity in adult humans: Proportion of adipose tissue free body mass as skeletal muscle* *American Journal of Human Biology*, 13(5), 612-619. 2001
- [70] HU, X. L., TONG, K. Y., LI, L., *The mechanomyography of persons after stroke during isometric voluntary contractions* *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4), 473-483. 2007
- [71] KIMURA, T., HAMADA, T., WATANABE, T., MAEDA, A., OYA, T., MORITANI, T., *Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction* *European journal of applied physiology*, 92(4-5), 533-539. 2004
- [72] MAMAGHANI, N. K., SHIMOMURA, Y., IWANAGA, K., KATSUURA, T., *Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures* *Journal of physiological anthropology and applied human science*, 21(1), 29-43. 2002
- [73] MERLO, A., FARINA, D., MERLETTI, R., *A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals* *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 50(3), 316-323. 2003
- [74] WELCH, P. D., *The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms* *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, 15(2), 70-73. 1967
- [75] ZHANG, Y.T, FRANK, C.B. Y RANGAYYAN, R.M., *A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps* *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. vol. 39, no 10, pp. 1045-1052. 1992
- [76] ORIZIO, C., PERINI R., VEICTEINAS A., *Changes of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion* *Journal of Applied Physiology*, Vol. 66. Pp. 1593-1598. 1989
- [77] ORIZIO, C., DIEMONT B., BIANCHI A., LIBERATI D., CERUTI S. Y VEICTEINAS A., *Coherence Analysis between Soundmyogram and Electromyogram* *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 12, no 2, pp 942-943. 1991

- [78] RHATIGAN BA, MYLREA KC, LONSDALE E, STERN LZ., *Investigation of sounds produced by healthy and diseased human muscular contraction* IEEE Trans Biomed Eng. 33(10):967-71. 1986

Apéndice A

Datos recogidos de los distintos sujetos

Sujeto 1	
Sexo	Femenino
Edad (Años)	24
Peso(kg)	49
Altura (m)	1,59
IMC (kg/m ²)	19,38
longitud antebrazo	22,5
longitud biceps	23
Peso para MCV (kg)	12

Cuadro A.1: Datos recogidos del Sujeto nº1

Sujeto 2	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	24
Peso(kg)	67
Altura (m)	1,7
IMC (kg/m ²)	23,18
longitud antebrazo	21
longitud biceps	25
Peso para MCV (kg)	17

Cuadro A.2: Datos recogidos del Sujeto nº2

APÉNDICE A. DATOS RECOGIDOS DE LOS DISTINTOS SUJETOS

Sujeto 3	
Sexo	Femenino
Edad (Años)	25
Peso(kg)	60
Altura (m)	1,6
IMC (kg/m ²)	23,43
longitud antebrazo	24,5
longitud biceps	29
Peso para MCV (kg)	8

Cuadro A.3: Datos recogidos del Sujeto nº3

Sujeto 4	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	25
Peso(kg)	95
Altura (m)	1,77
IMC (kg/m ²)	30,32
longitud antebrazo	23
longitud biceps	27
Peso para MCV (kg)	20

Cuadro A.4: Datos recogidos del Sujeto nº4

Sujeto 5	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	69
Peso(kg)	67
Altura (m)	1,6
IMC (kg/m ²)	26,17
longitud antebrazo	22.5
longitud biceps	27
Peso para MCV (kg)	16

Cuadro A.5: Datos recogidos del Sujeto nº5

Sujeto 6	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	25
Peso(kg)	65
Altura (m)	1,64
IMC (kg/m ²)	24,16
longitud antebrazo	21
longitud biceps	25
Peso para MCV (kg)	14

Cuadro A.6: Datos recogidos del Sujeto n°6

Sujeto 7	
Sexo	Femenino
Edad (Años)	61
Peso(kg)	57
Altura (m)	1,51
IMC (kg/m ²)	25
longitud antebrazo	22
longitud biceps	24
Peso para MCV (kg)	9

Cuadro A.7: Datos recogidos del Sujeto n°7

Sujeto 8	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	25
Peso(kg)	58
Altura (m)	1,79
IMC (kg/m ²)	18.1
longitud antebrazo	24.5
longitud biceps	27
Peso para MCV (kg)	14

Cuadro A.8: Datos recogidos del Sujeto n°8

APÉNDICE A. DATOS RECOGIDOS DE LOS DISTINTOS SUJETOS

Sujeto 9	
Sexo	Masculino
Edad (Años)	26
Peso(kg)	70
Altura (m)	1,73
IMC (kg/m ²)	23.39
longitud antebrazo	22
longitud biceps	25.5
Peso para MCV (kg)	24

Cuadro A.9: Datos recogidos del Sujeto nº9

Sujeto 10	
Sexo	Femenino
Edad (Años)	24
Peso(kg)	55
Altura (m)	1,7
IMC (kg/m ²)	19.03
longitud antebrazo	24
longitud biceps	28
Peso para MCV (kg)	11

Cuadro A.10: Datos recogidos del Sujeto nº10

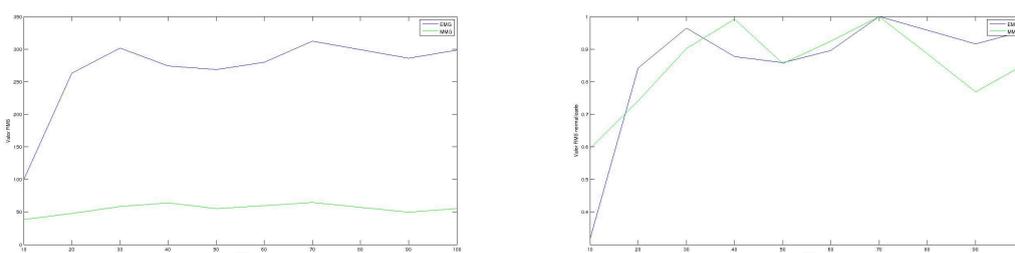
Sujeto 11	
Sexo	Femenino
Edad (Años)	25
Peso(kg)	49
Altura (m)	1,66
IMC (kg/m ²)	17.78
longitud antebrazo	25
longitud biceps	27
Peso para MCV (kg)	9

Cuadro A.11: Datos recogidos del Sujeto nº11

Apéndice B

Representaciones gráficas de los resultados obtenidos

Valores RMS y RMS normalizados de la amplitud de las señales, realizando un 50 % de su Máxima Contracción Voluntaria (MCV) en función del % del Tiempo de Contracción Total (TCT) para los distintos sujetos (Trazo azul para EMG y verde para MMG)

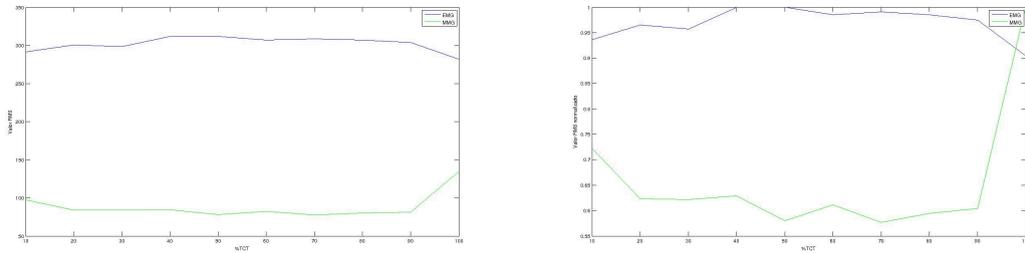


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT

(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

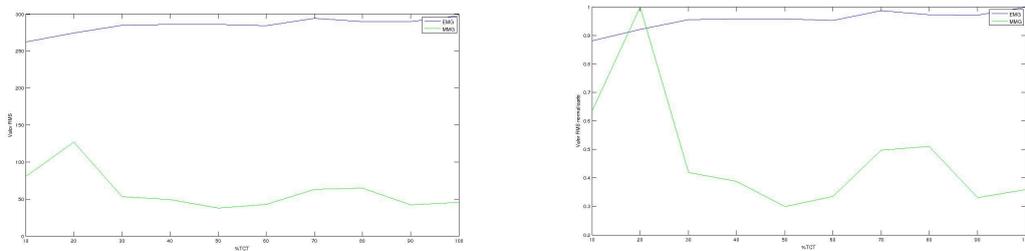
Figura B.1: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 1 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

84 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



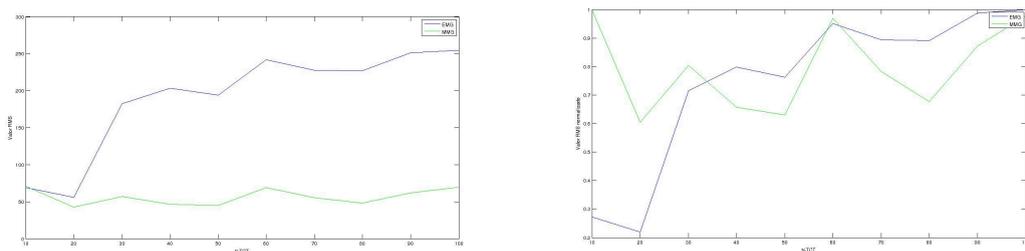
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.2: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 2 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT



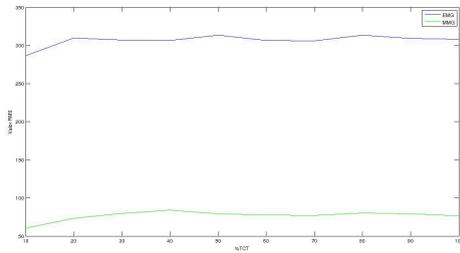
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.3: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 3 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

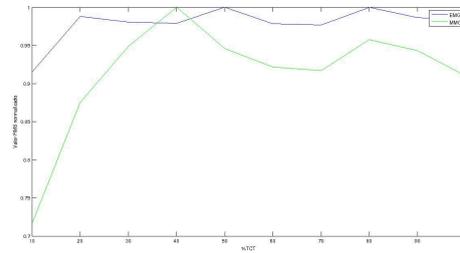


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.4: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 4 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

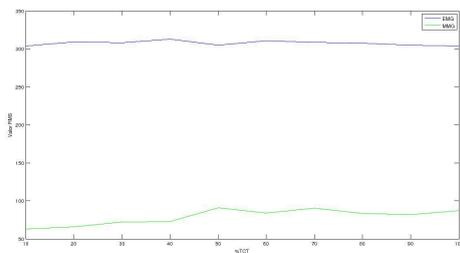


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT

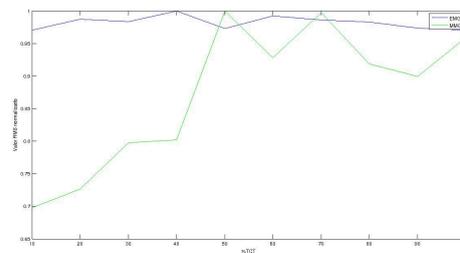


(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.5: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 5 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

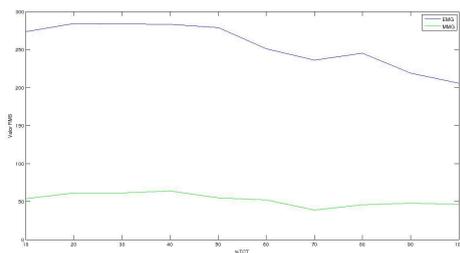


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT

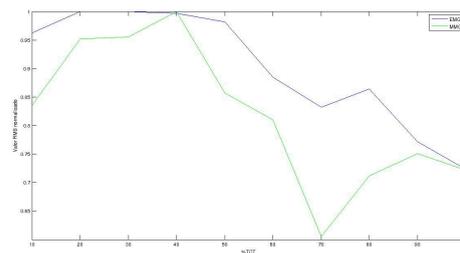


(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.6: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 6 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT



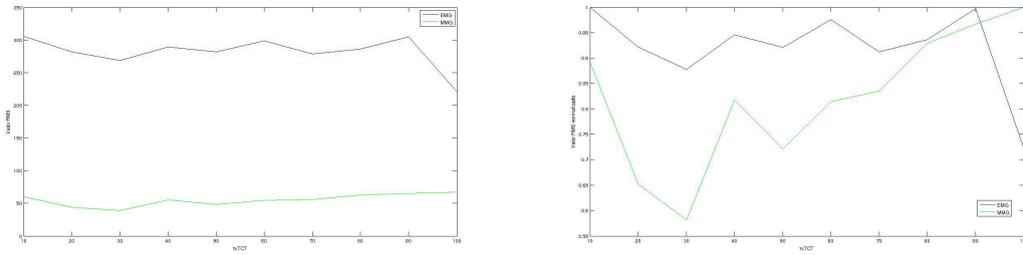
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT



(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

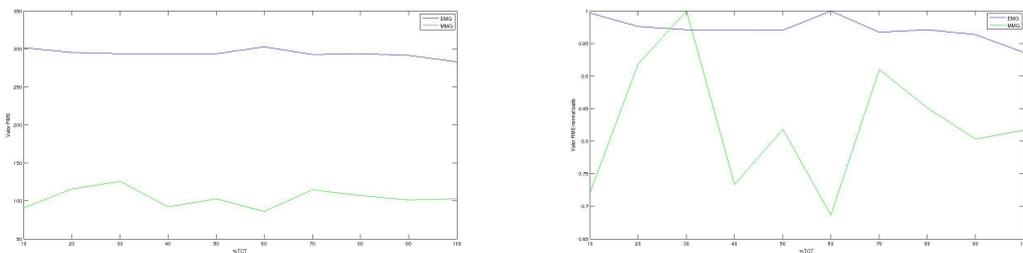
Figura B.7: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 7 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

86 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



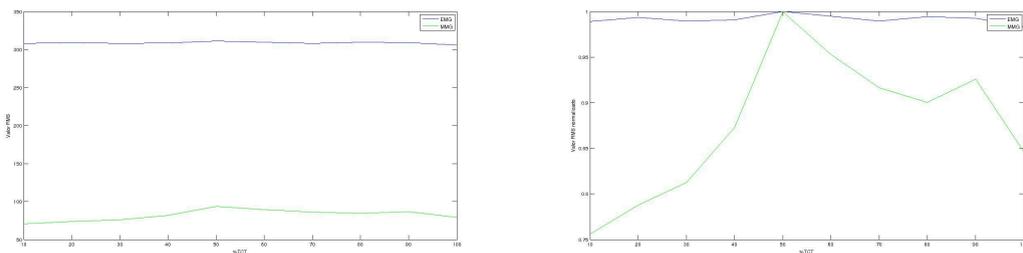
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.8: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 8 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT



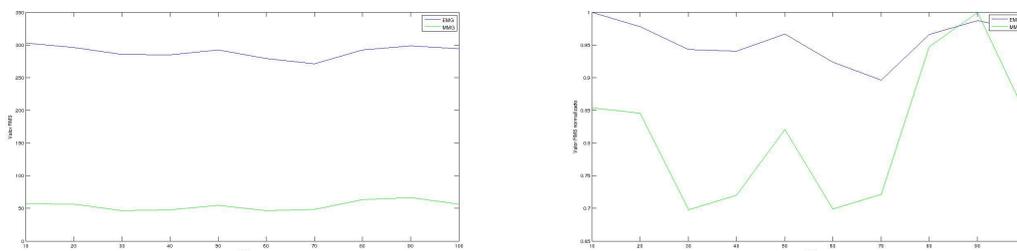
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.9: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 9 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT



(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.10: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 10 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT



(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de TCT (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de TCT

Figura B.11: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 11 para un 50 % de su MCV en distintos % de TCT

Espectros frecuenciales normalizados de los distintos sujetos, realizando un 50 % de su MCV en distintas ventanas temporales: (Frecuencia representada hasta 600Hz para EMG y hasta 300Hz para MMG)

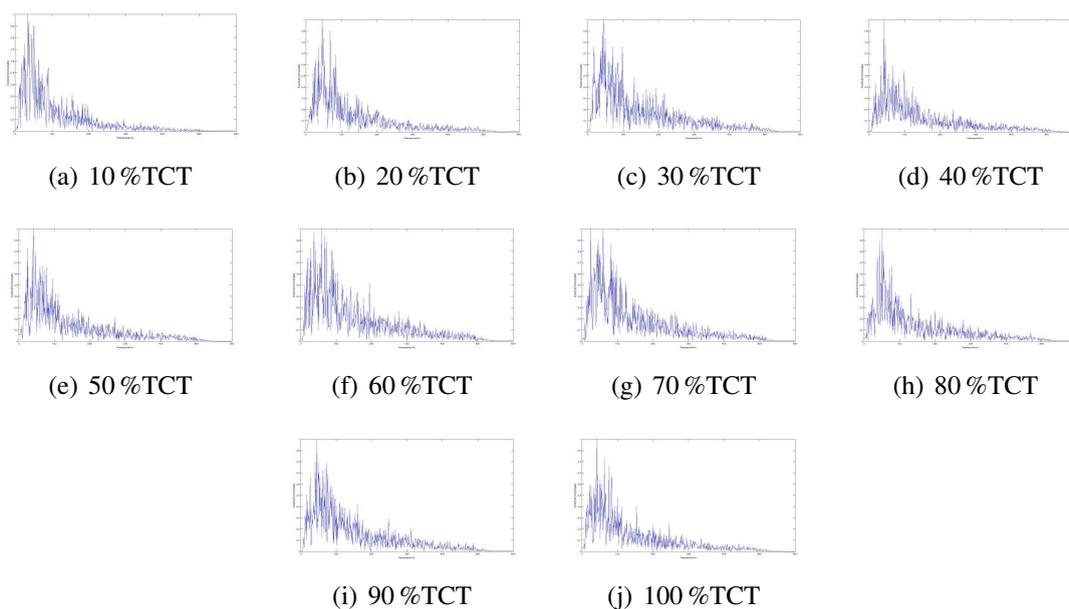


Figura B.12: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 1 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

88 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

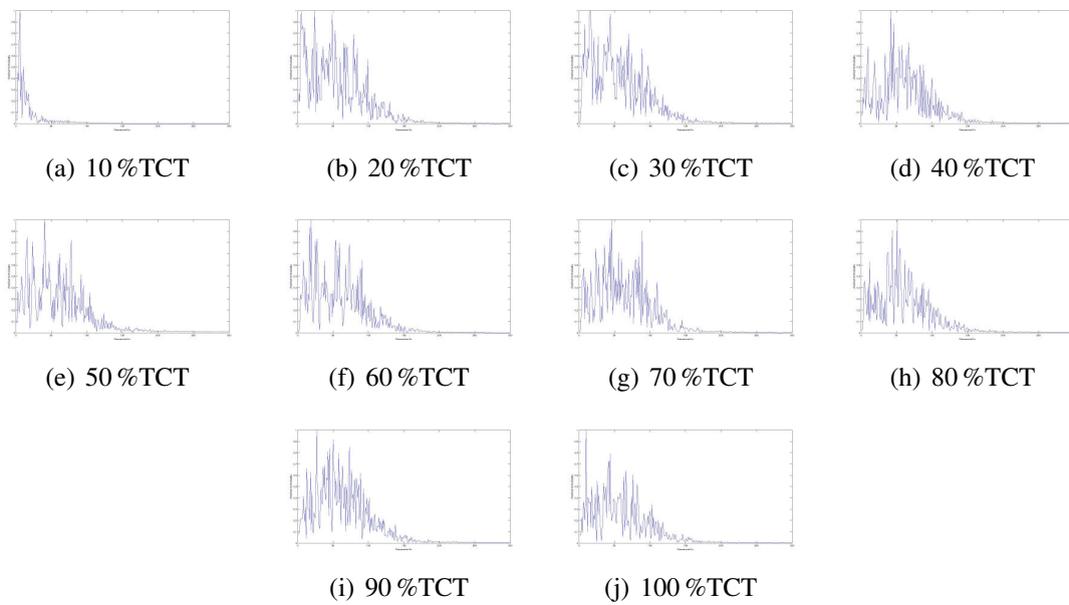


Figura B.13: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 1 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

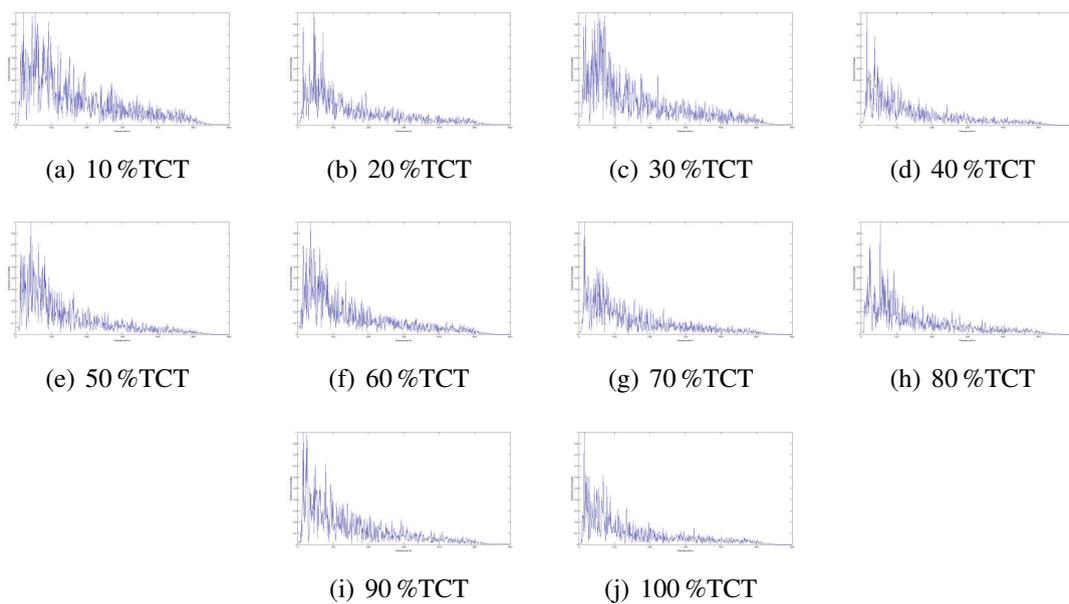


Figura B.14: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 2 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

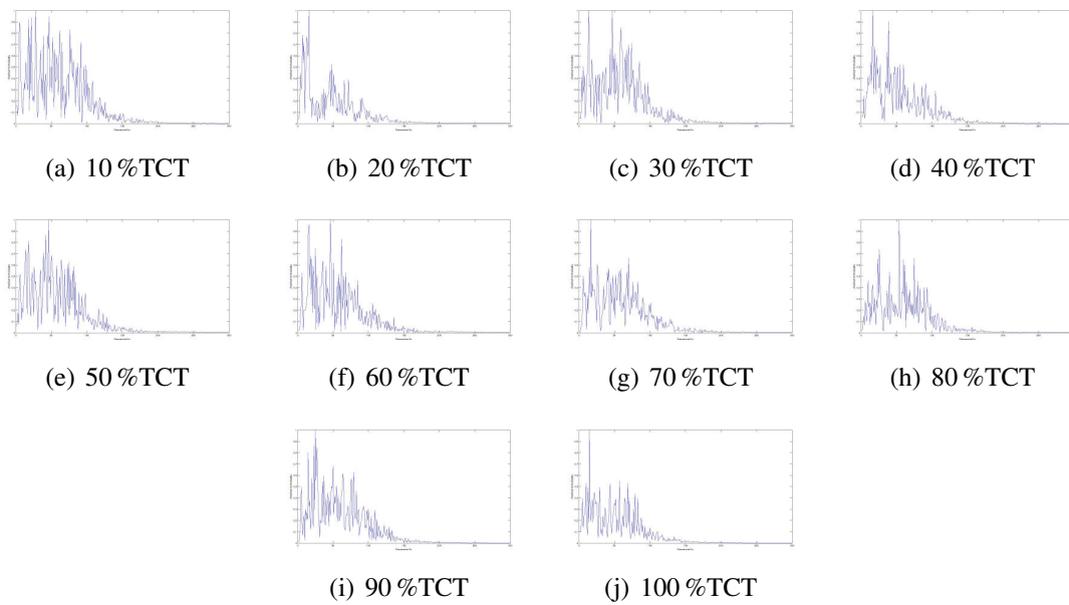


Figura B.15: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 2 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

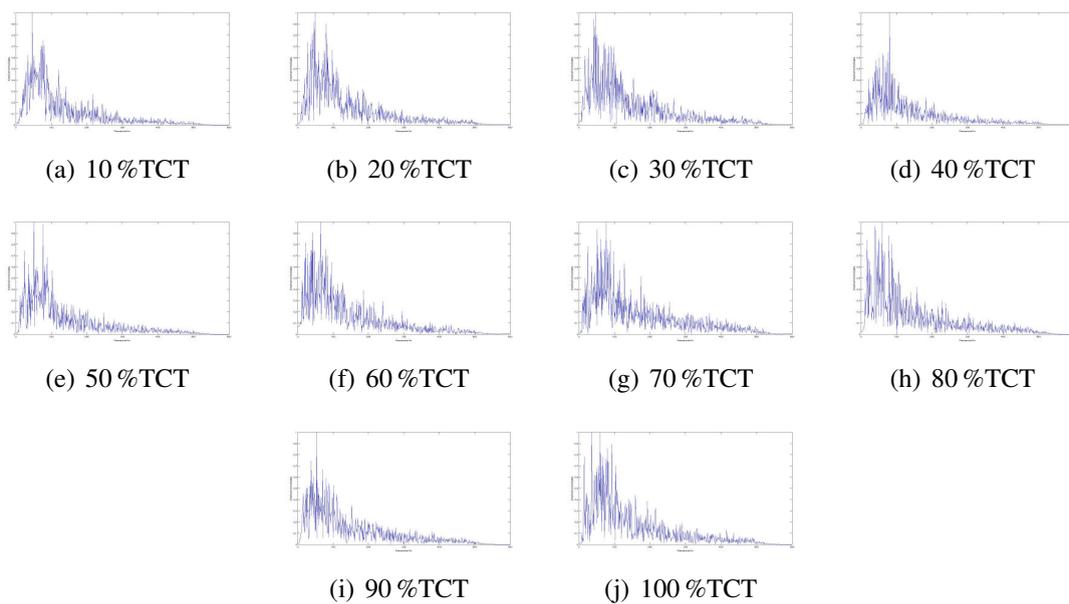


Figura B.16: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 3 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

90 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

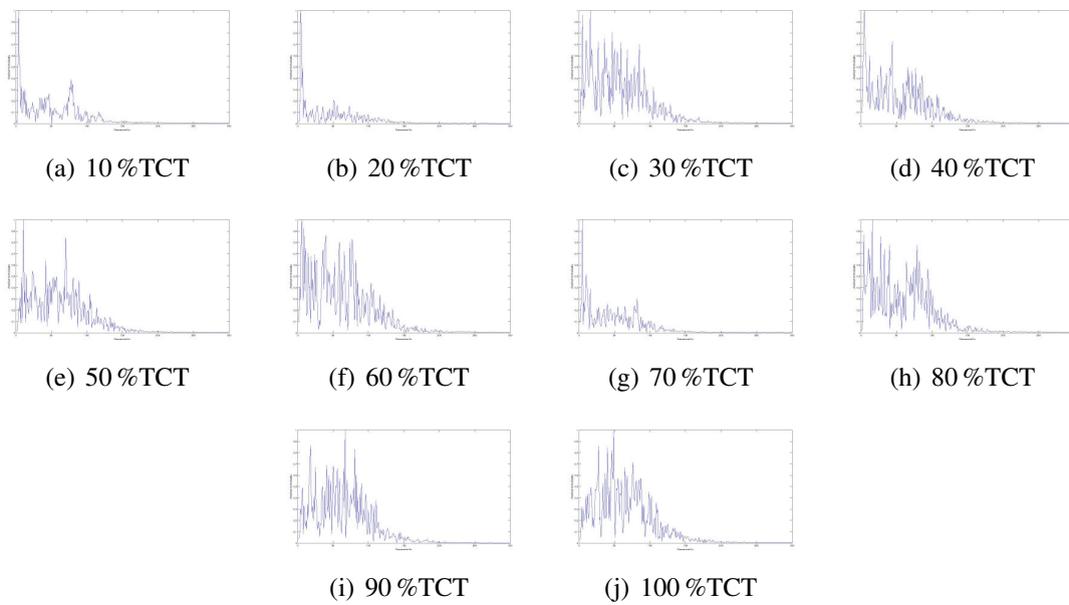


Figura B.17: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 3 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

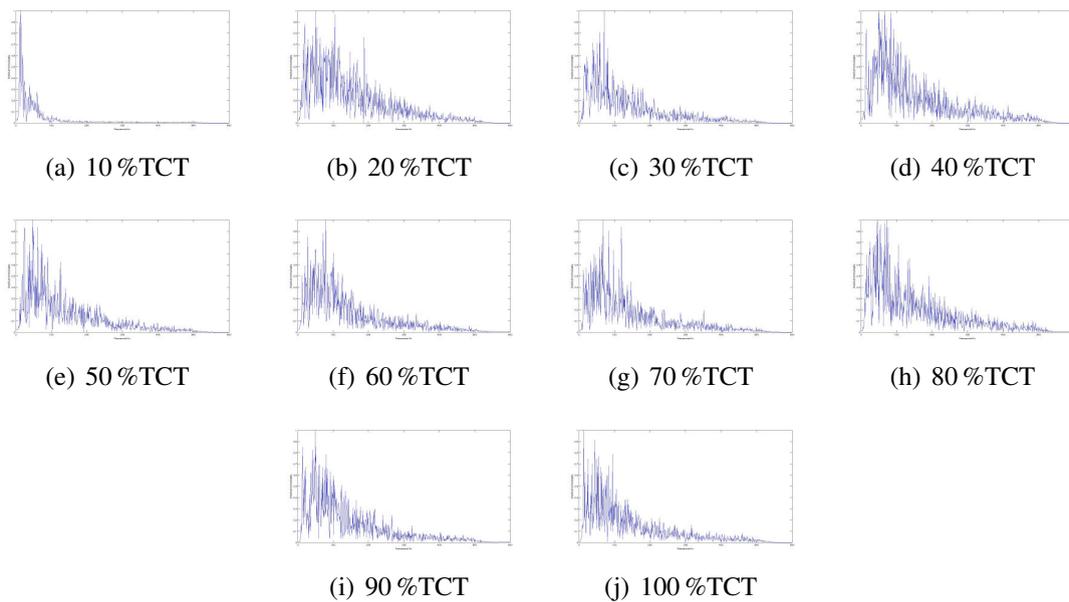


Figura B.18: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 4 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

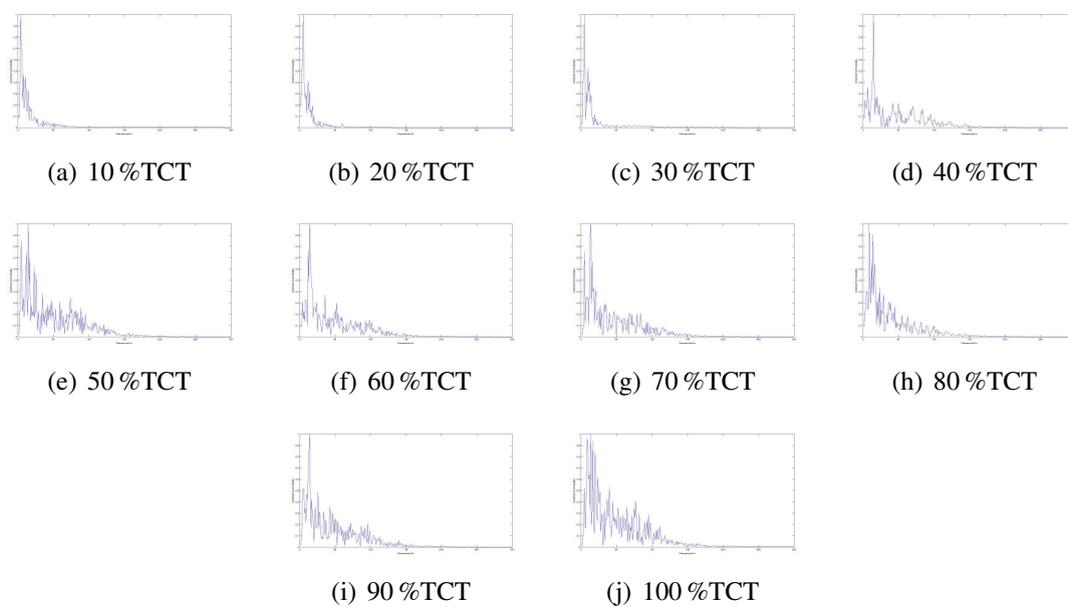


Figura B.19: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 4 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

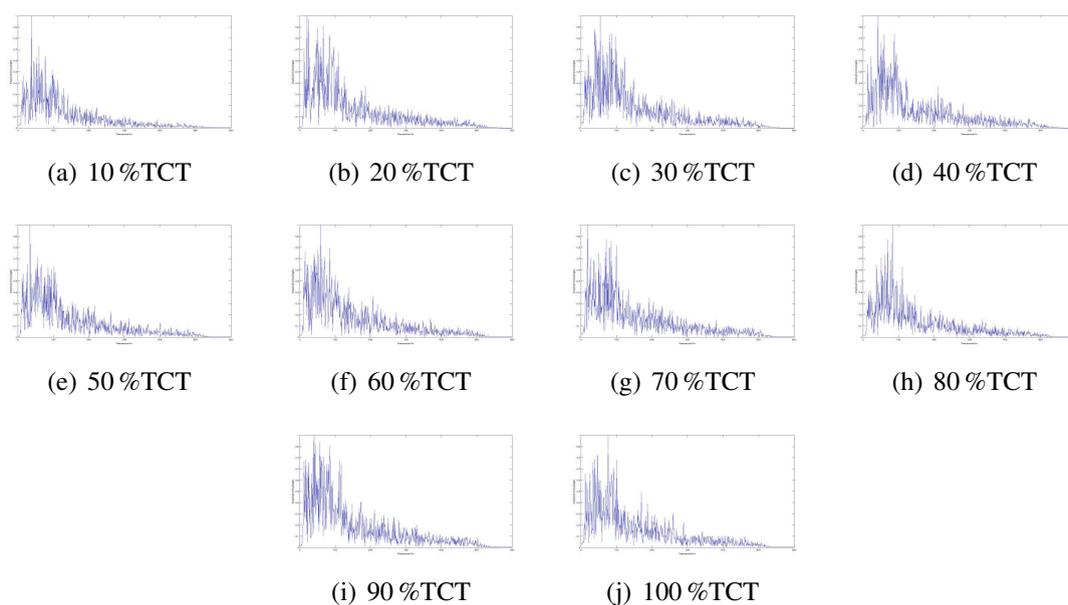


Figura B.20: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 5 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

92 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

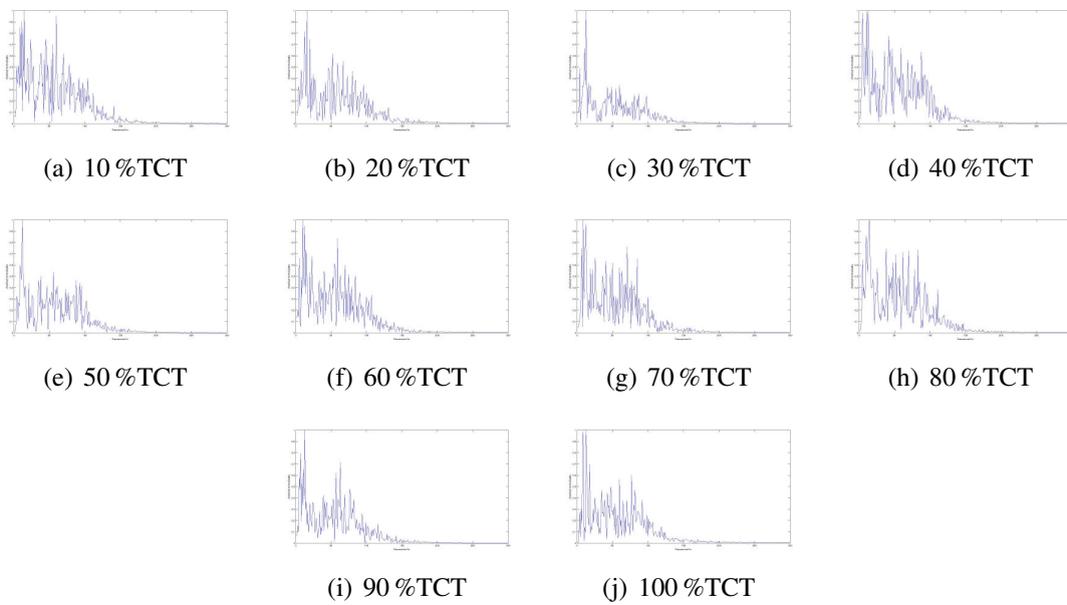


Figura B.21: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 5 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

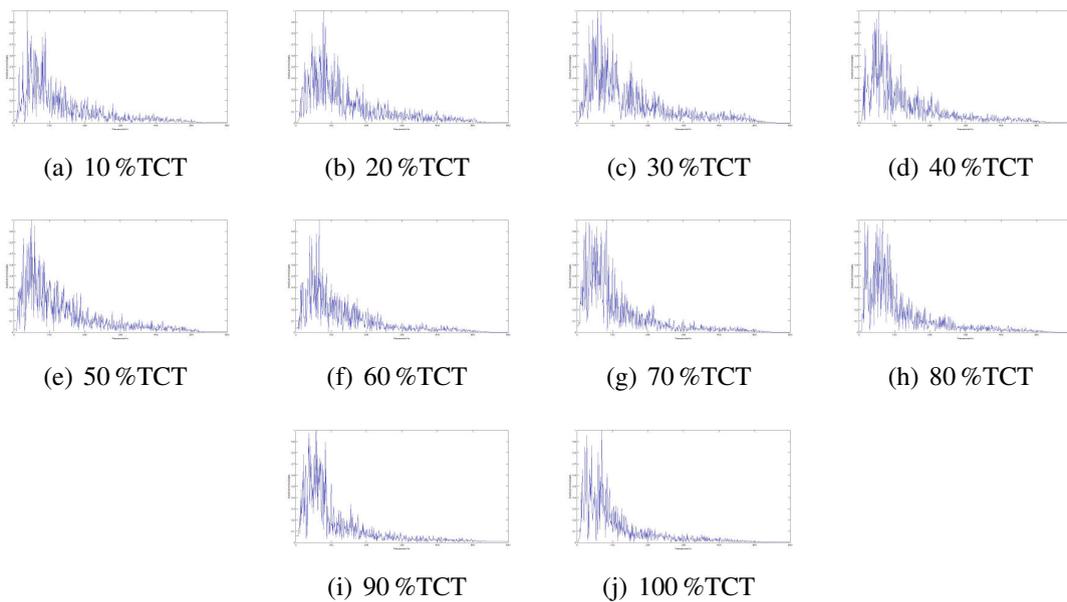


Figura B.22: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 6 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

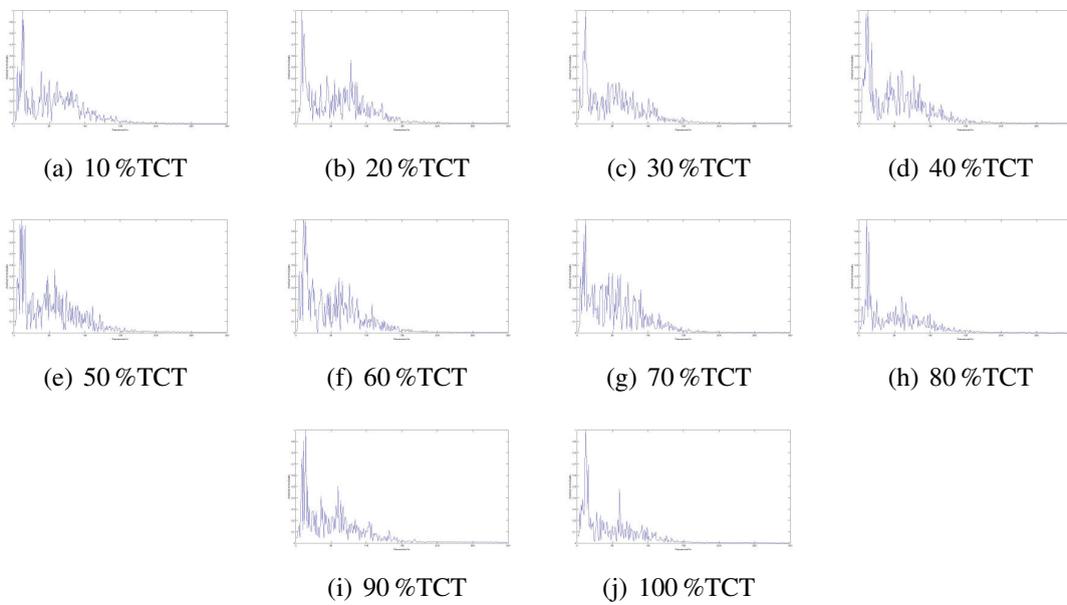


Figura B.23: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 6 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

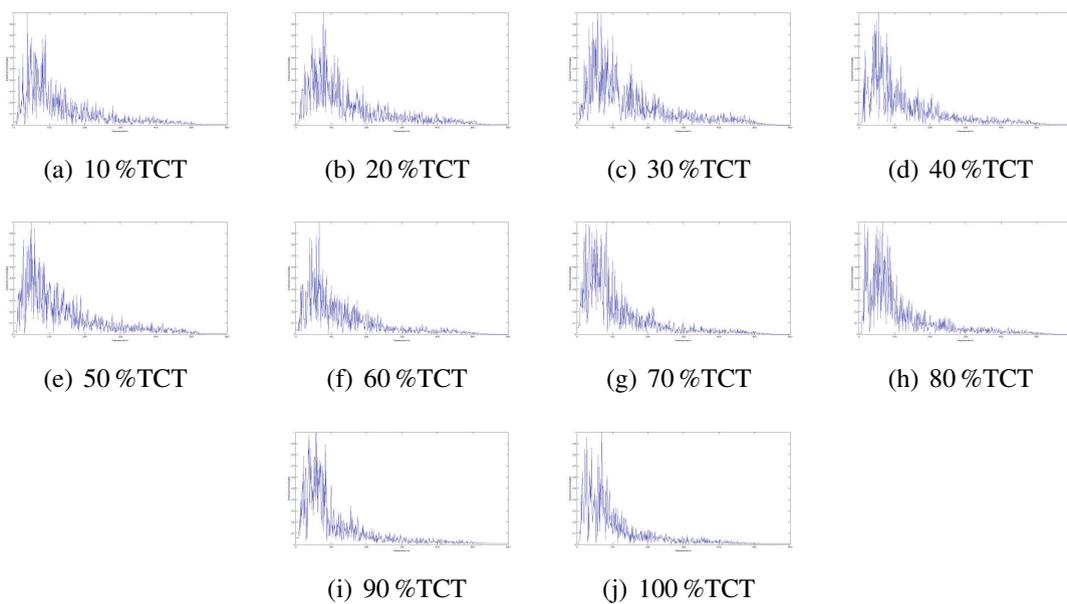


Figura B.24: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 7 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

94 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

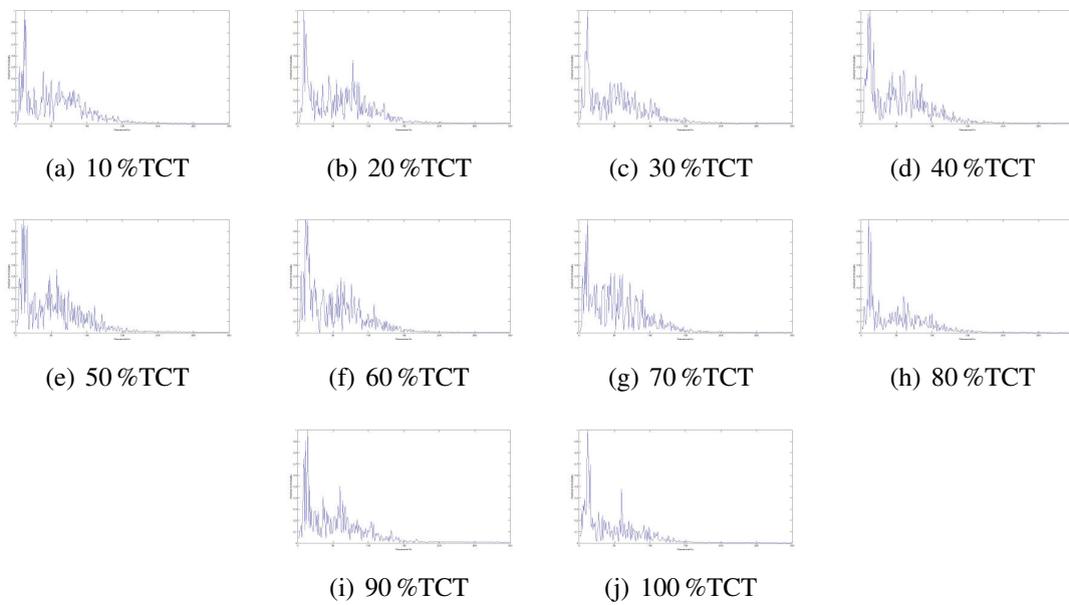


Figura B.25: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 7 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

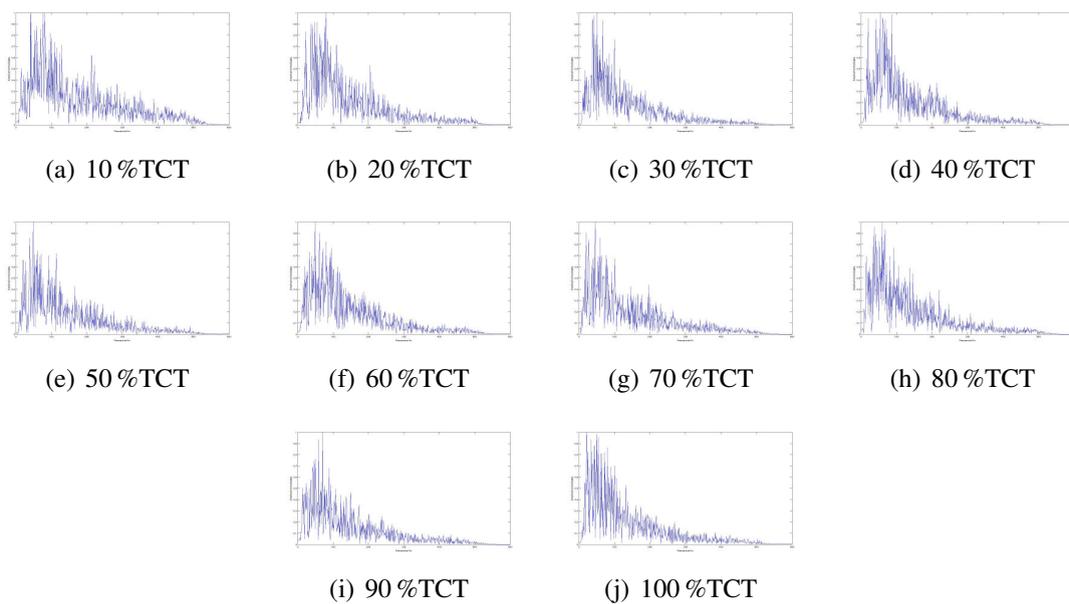


Figura B.26: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 8 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

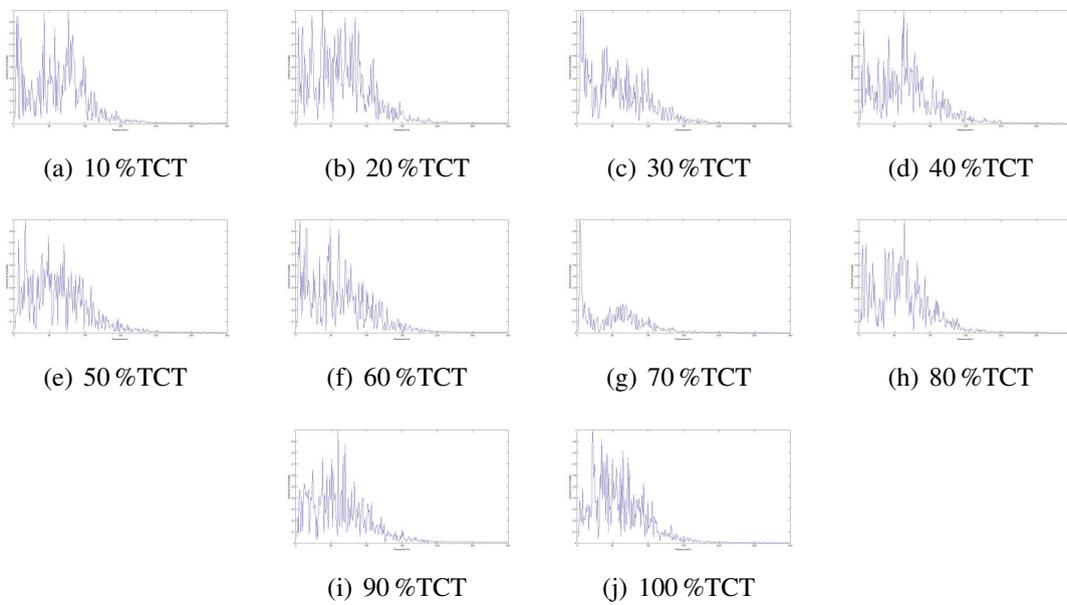


Figura B.27: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 8 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

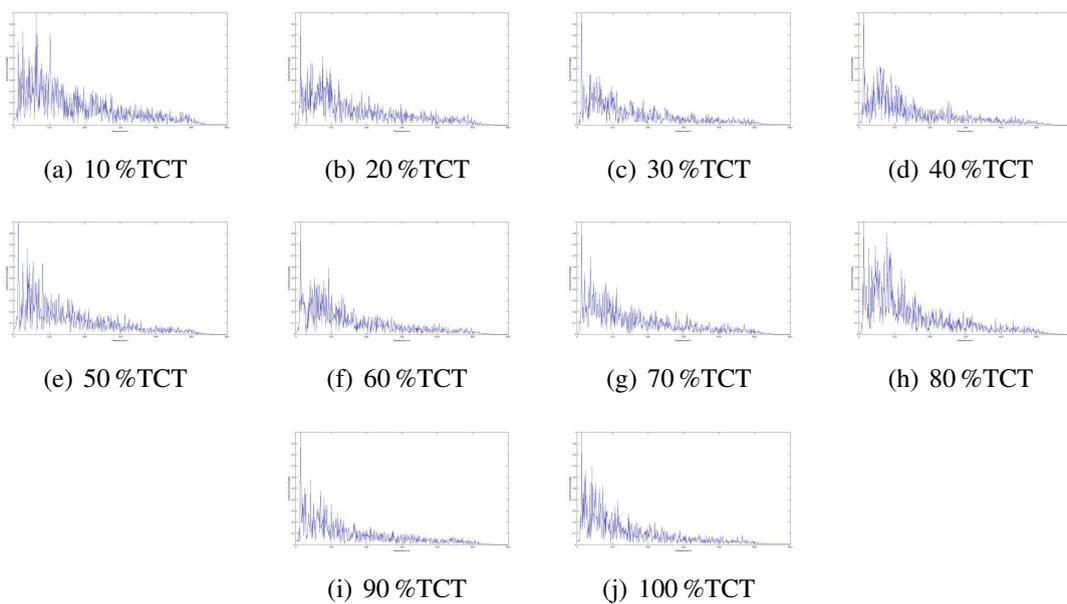


Figura B.28: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 9 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

96 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

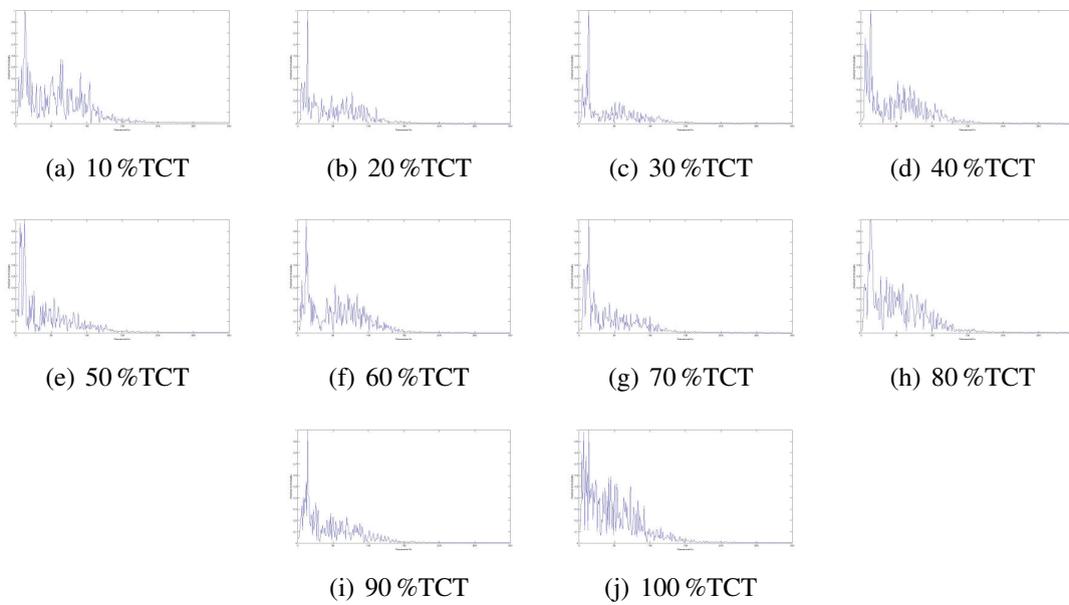


Figura B.29: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 9 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

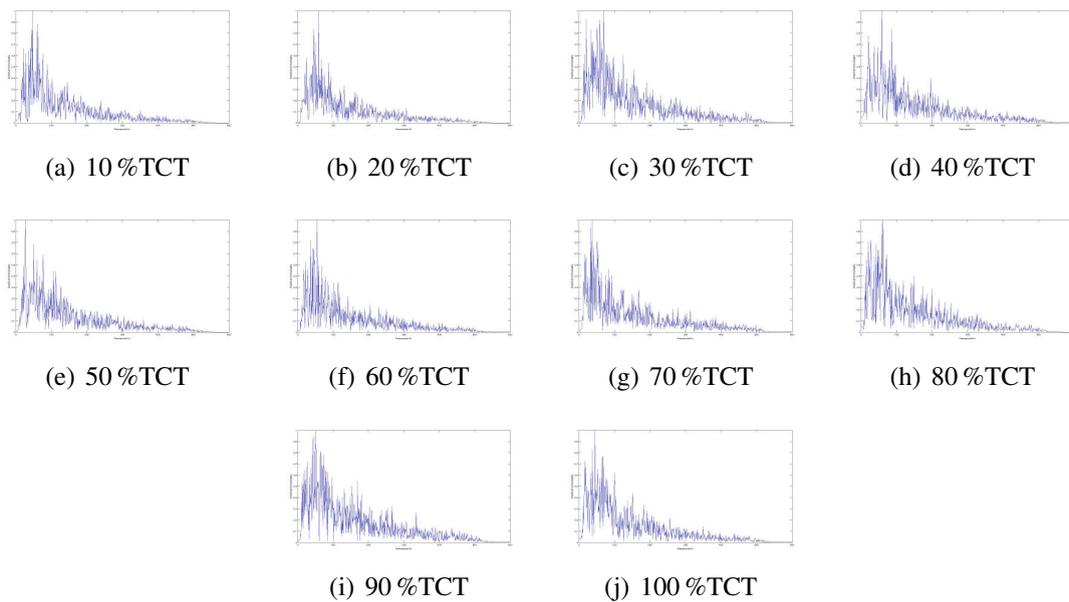


Figura B.30: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 10 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

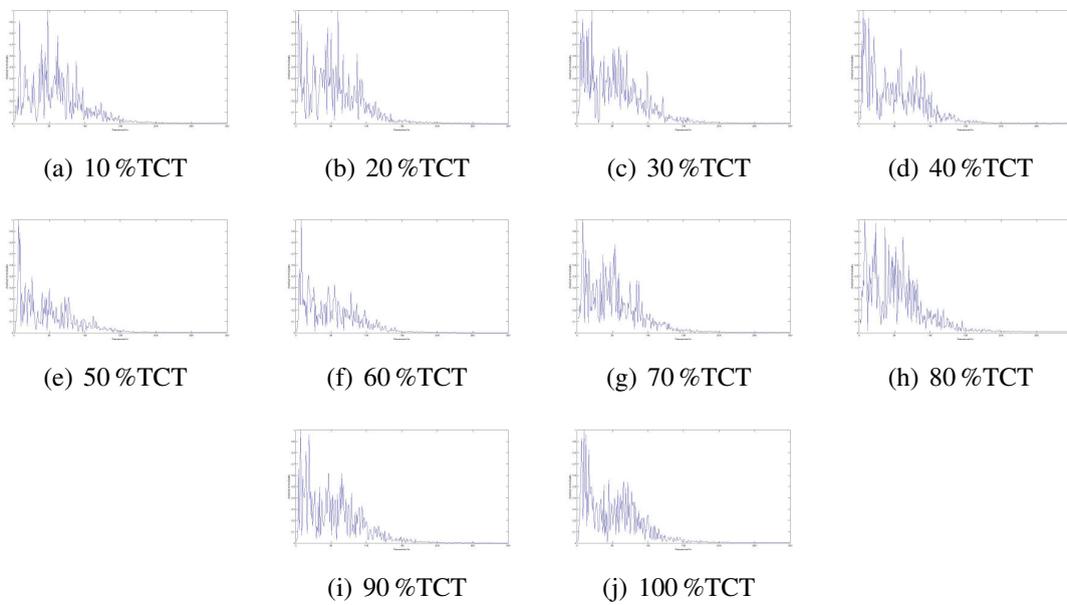


Figura B.31: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 10 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

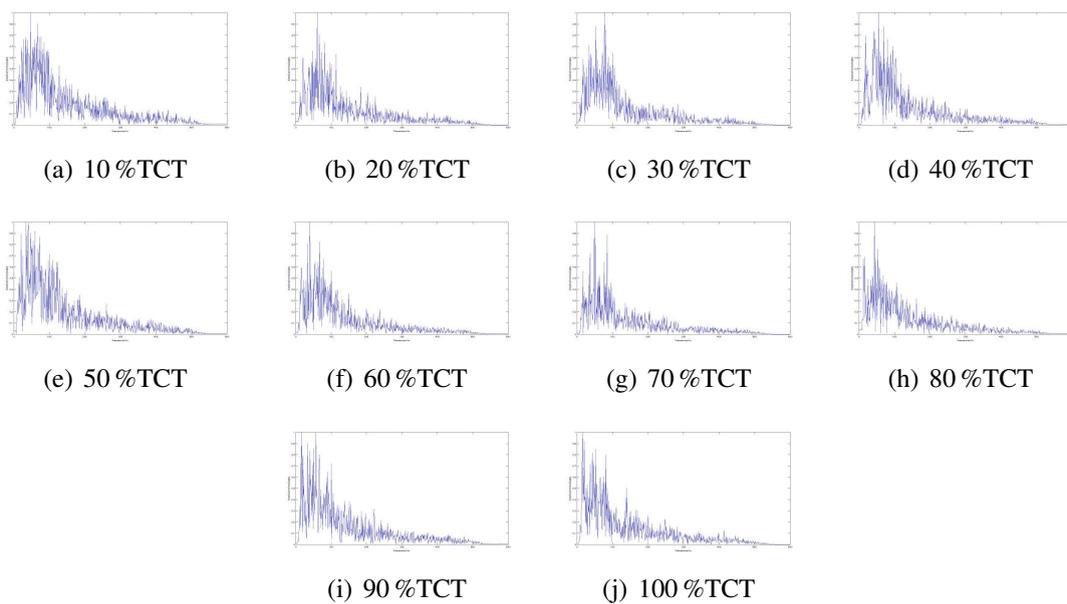


Figura B.32: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 11 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

98 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

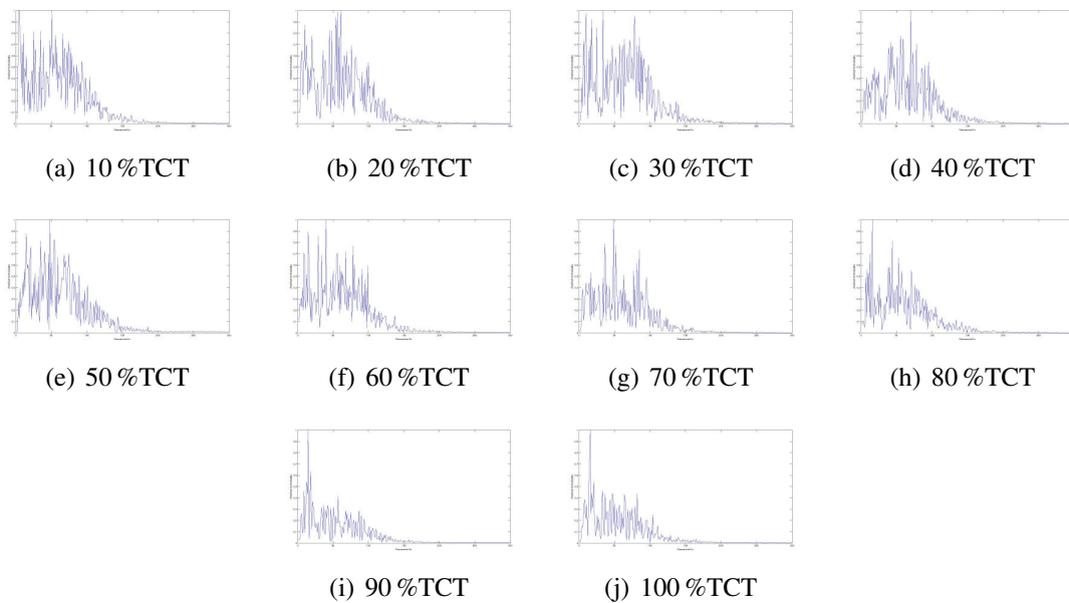
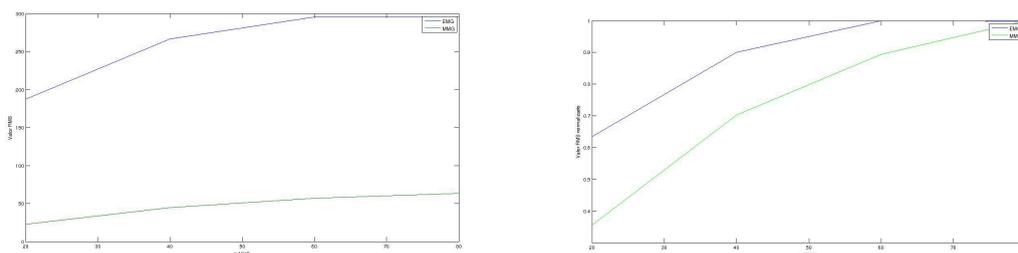


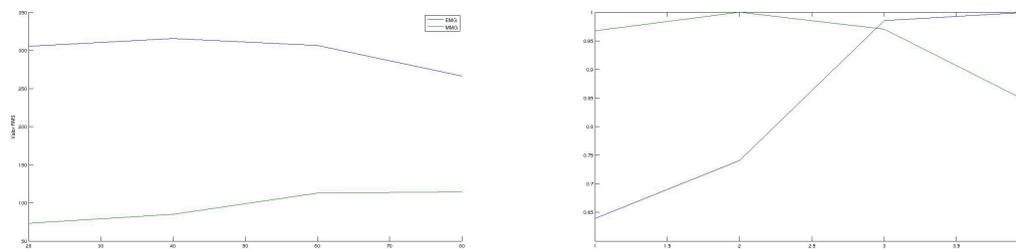
Figura B.33: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 11 para un 50 % de MCV en distintos % de TCT

Valores RMS y RMS normalizados, para los distintos sujetos, realizando un 20 %, 40 %, 60 % y 80 % de su MCV (Trazo azul para EMG y verde para MMG)



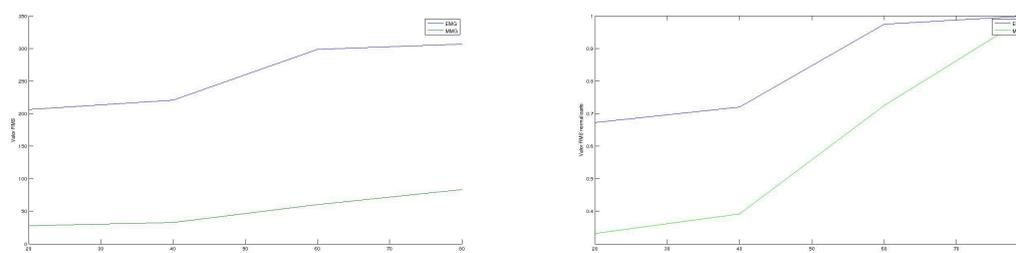
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.34: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 1 para distintos niveles de contracción



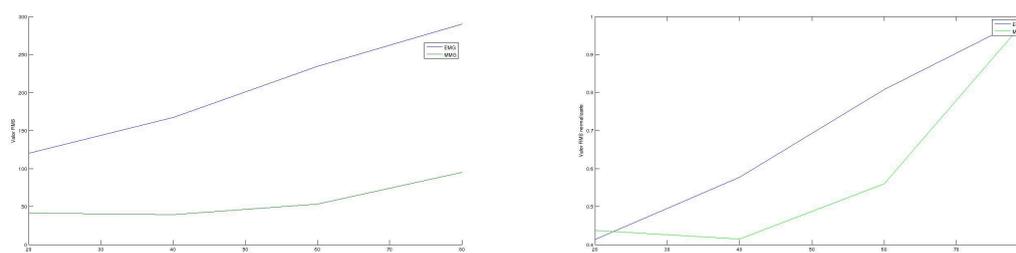
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.35: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 2 para distintos niveles de contracción



(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

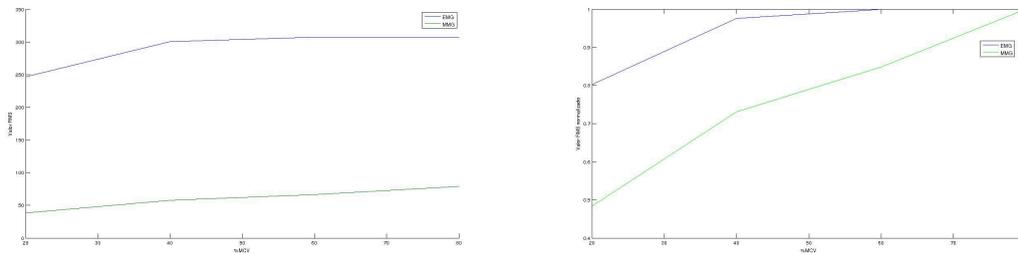
Figura B.36: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 3 para distintos niveles de contracción



(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

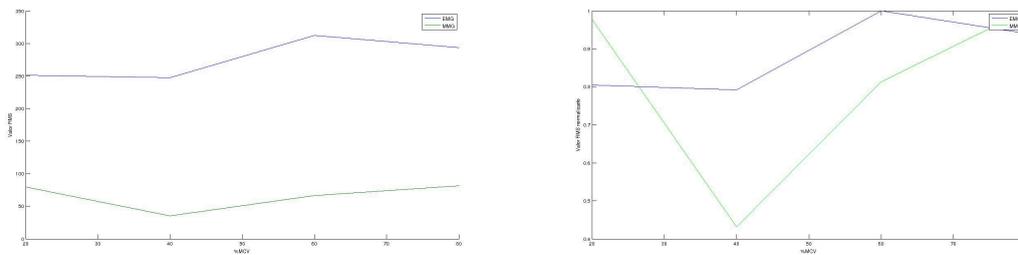
Figura B.37: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 4 para distintos niveles de contracción

100 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



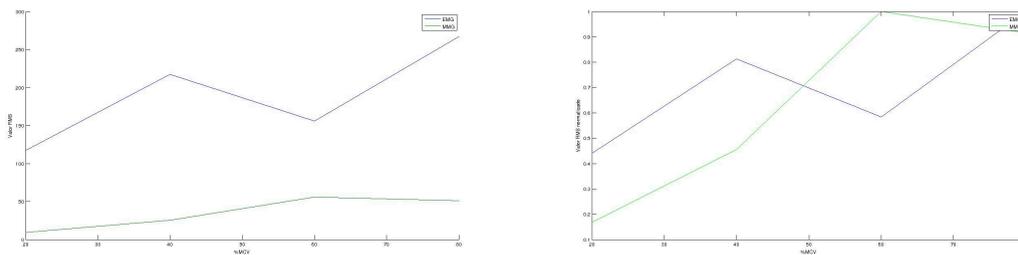
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.38: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 5 para distintos niveles de contracción



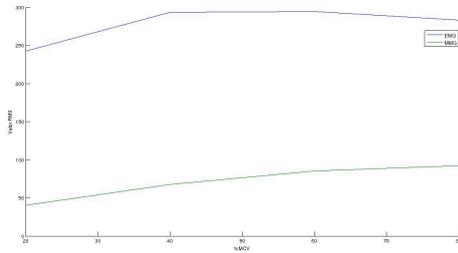
(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.39: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 6 para distintos niveles de contracción

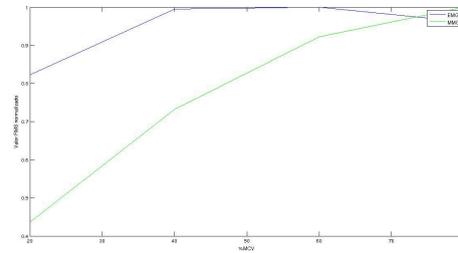


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.40: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 7 para distintos niveles de contracción

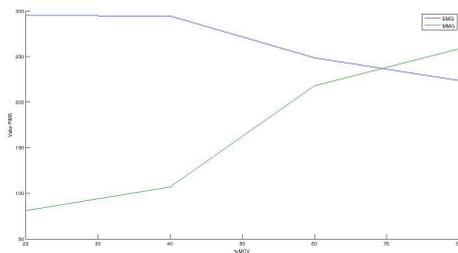


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV

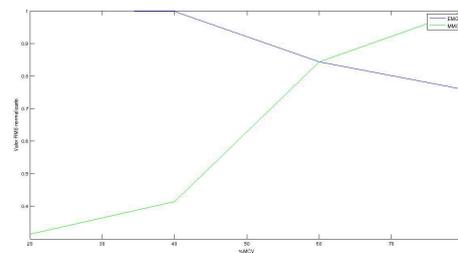


(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.41: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 8 para distintos niveles de contracción

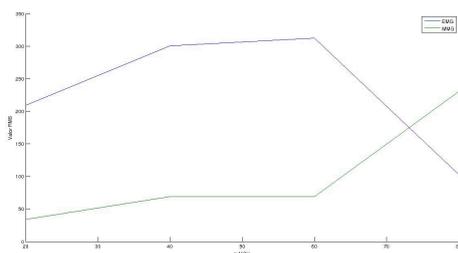


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV

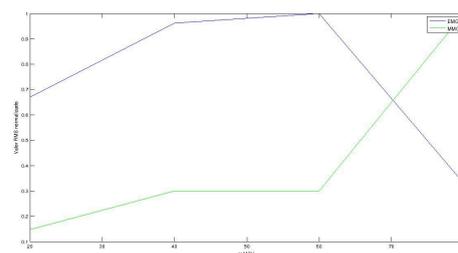


(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.42: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 9 para distintos niveles de contracción

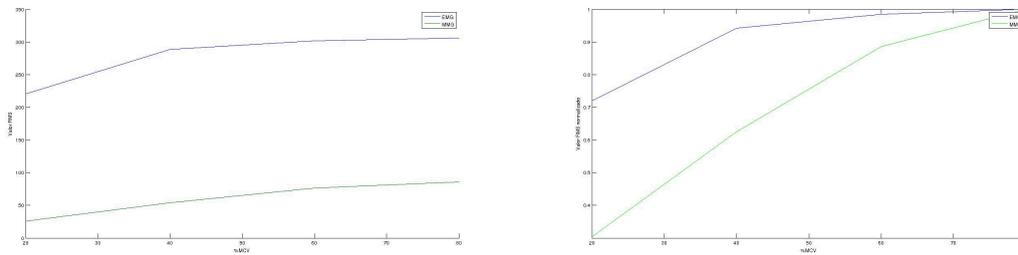


(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV



(b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.43: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 10 para distintos niveles de contracción



(a) Gráfica representativa del valor RMS en función del % de MCV (b) Gráfica representativa del valor RMS normalizado en función del % de MCV

Figura B.44: Representación de los valores RMS y RMS normalizado del Sujeto 11 para distintos niveles de contracción

Espectros frecuenciales normalizados de los distintos sujetos, realizando el 20 %, 40 %, 60 % y 80 % de su MCV:(Frecuencia representada hasta 400Hz para EMG y hasta 200Hz para MMG)

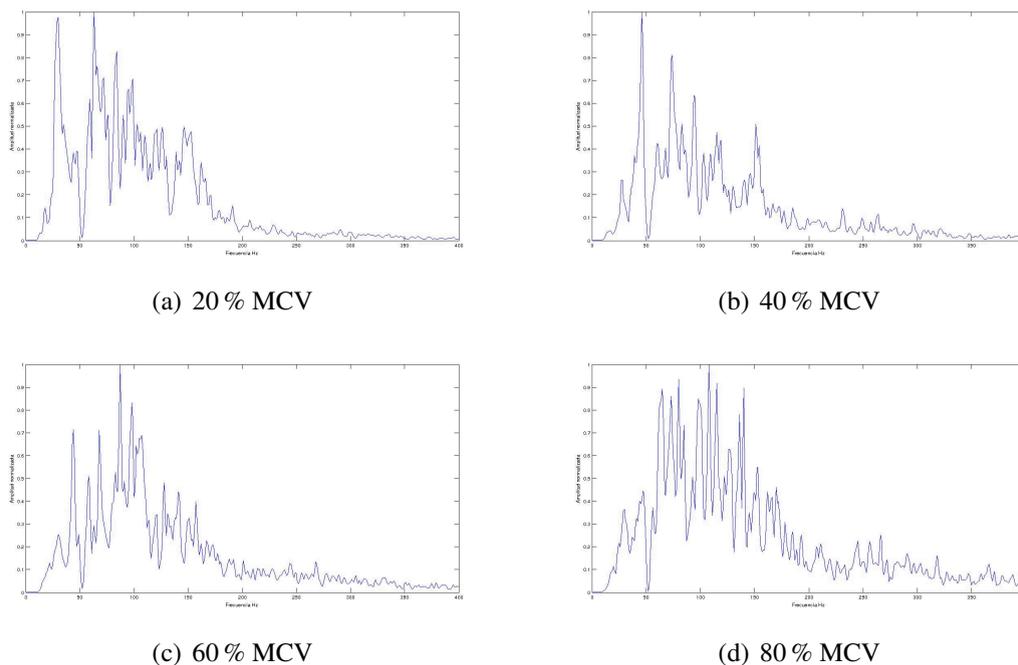
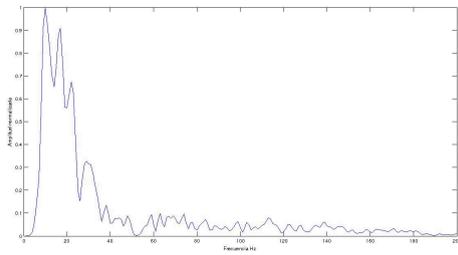
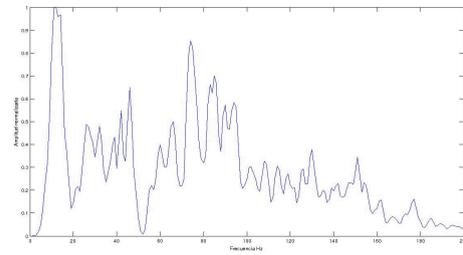


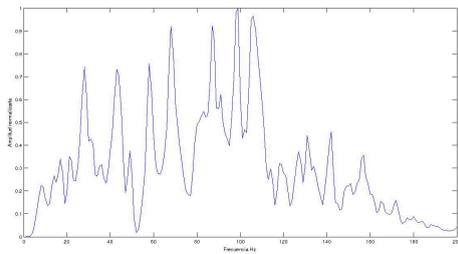
Figura B.45: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 1 para distintos niveles de contracción



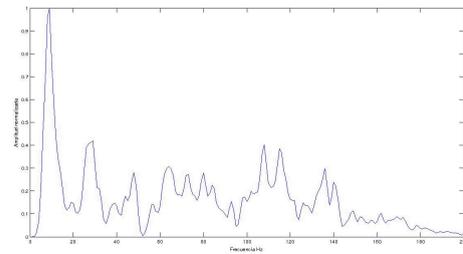
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

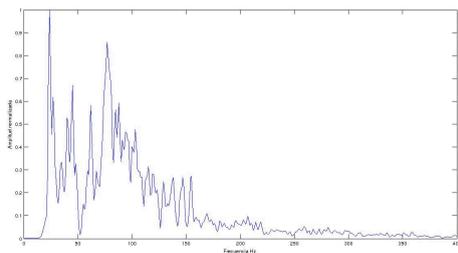


(c) 60 % MCV

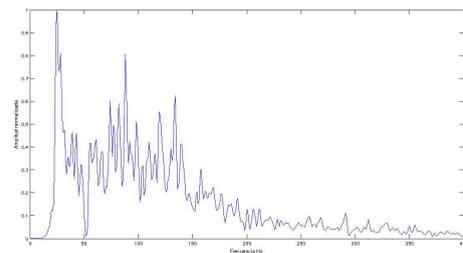


(d) 80 % MCV

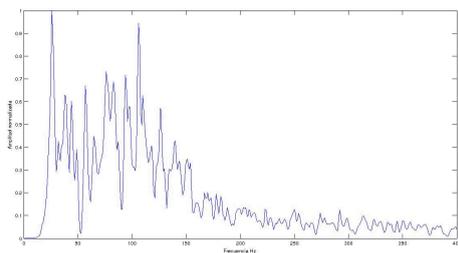
Figura B.46: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 1 para distintos niveles de contracción



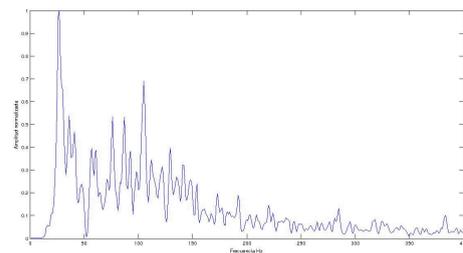
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV



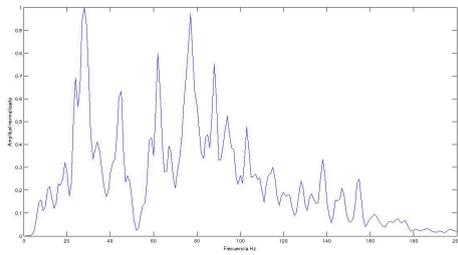
(c) 60 % MCV



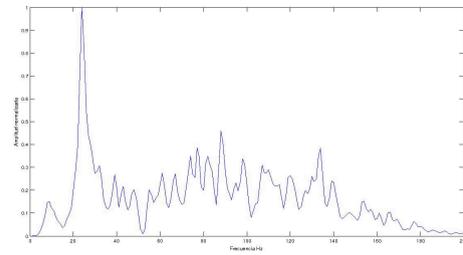
(d) 80 % MCV

Figura B.47: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 2 para distintos niveles de contracción

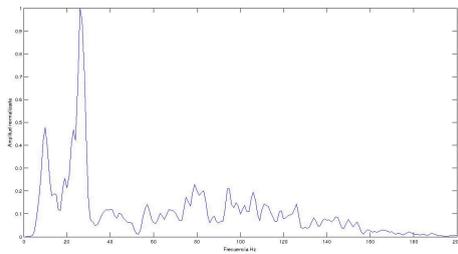
104 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



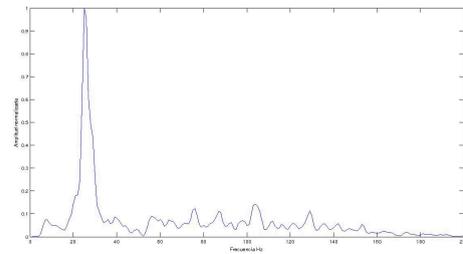
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

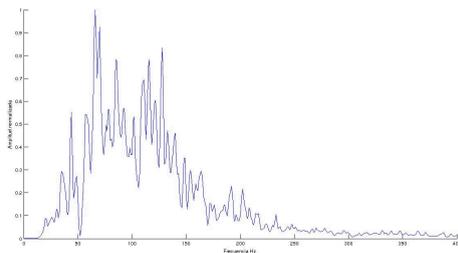


(c) 60 % MCV

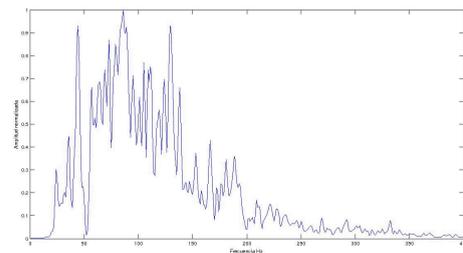


(d) 80 % MCV

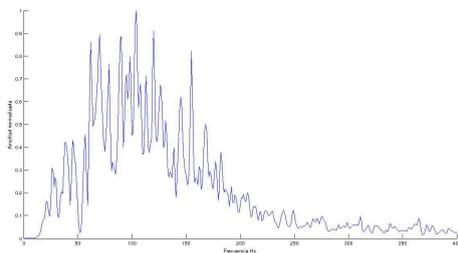
Figura B.48: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 2 para distintos niveles de contracción



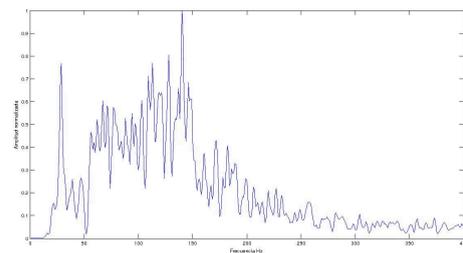
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

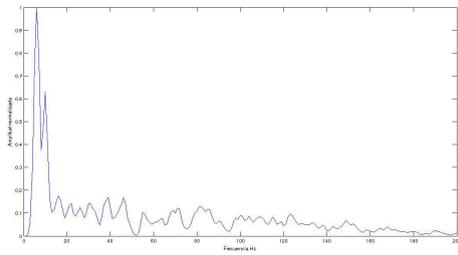


(c) 60 % MCV

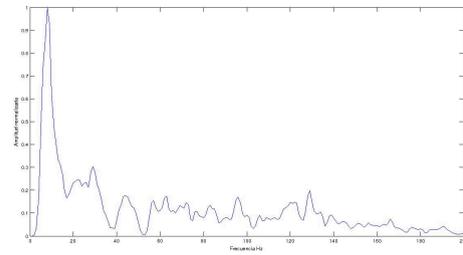


(d) 80 % MCV

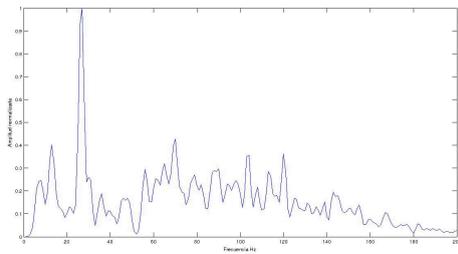
Figura B.49: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 3 para distintos niveles de contracción



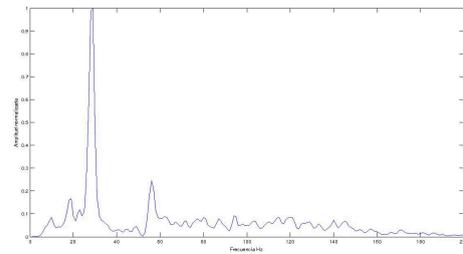
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

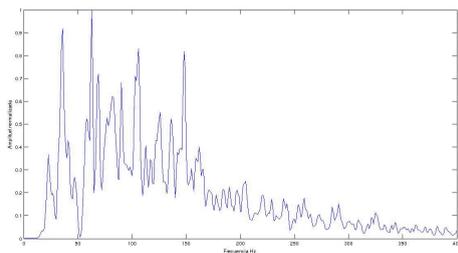


(c) 60 % MCV

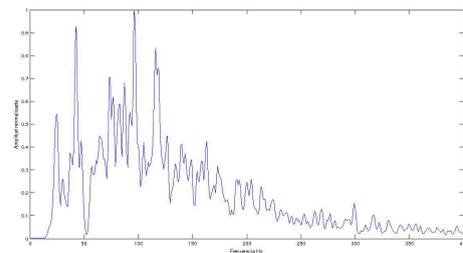


(d) 80 % MCV

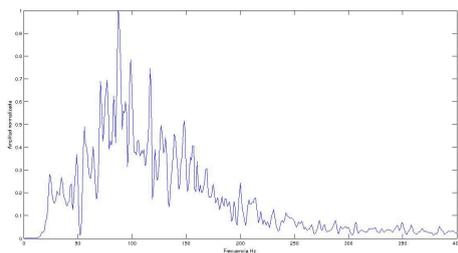
Figura B.50: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 3 para distintos niveles de contracción



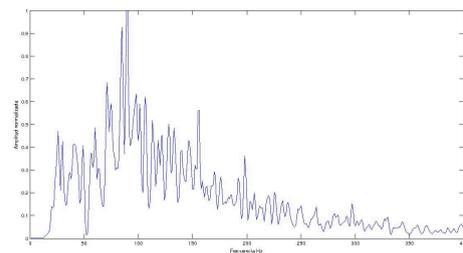
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

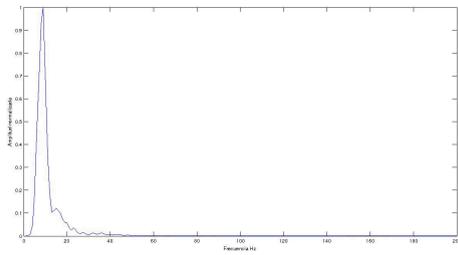


(c) 60 % MCV

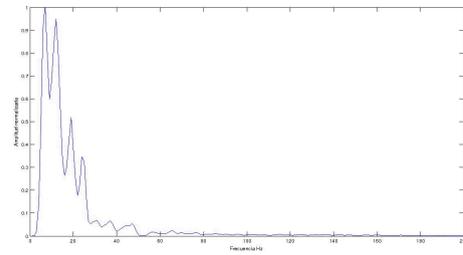


(d) 80 % MCV

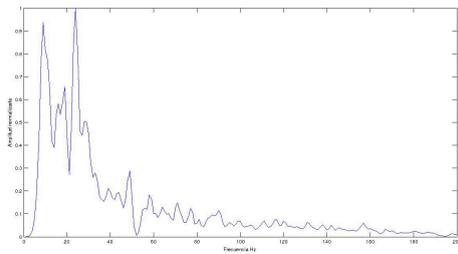
Figura B.51: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 4 para distintos niveles de contracción



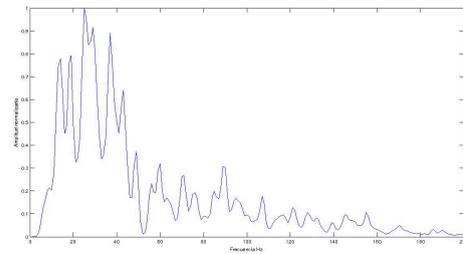
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

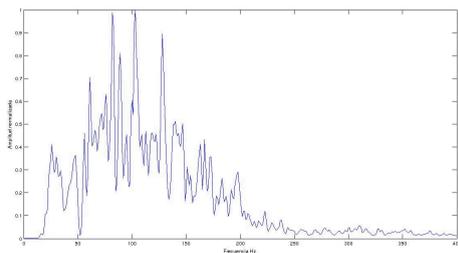


(c) 60 % MCV

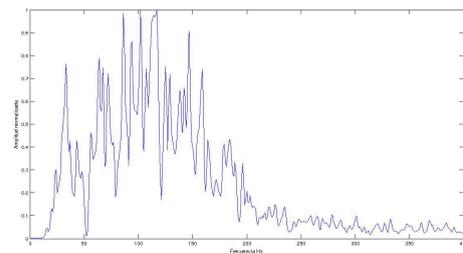


(d) 80 % MCV

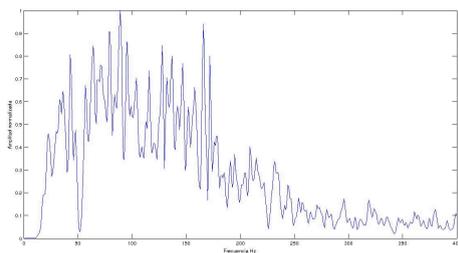
Figura B.52: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 4 para distintos niveles de contracción



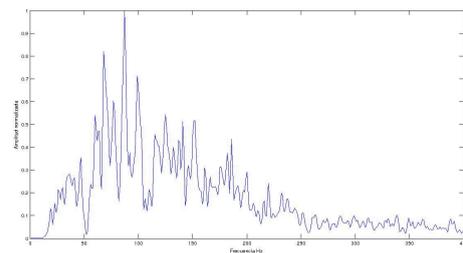
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

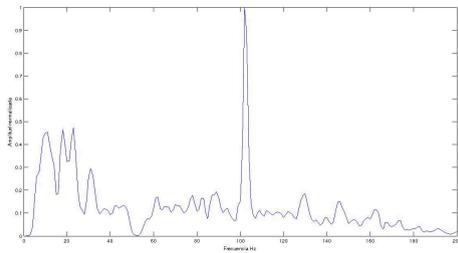


(c) 60 % MCV

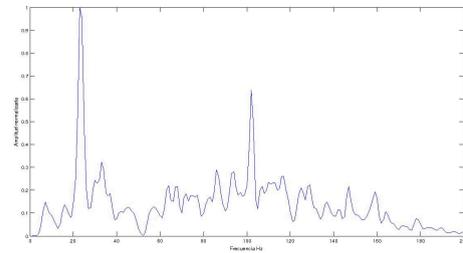


(d) 80 % MCV

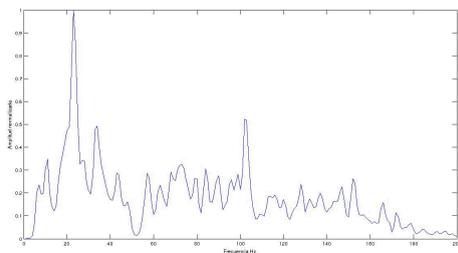
Figura B.53: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 5 para distintos niveles de contracción



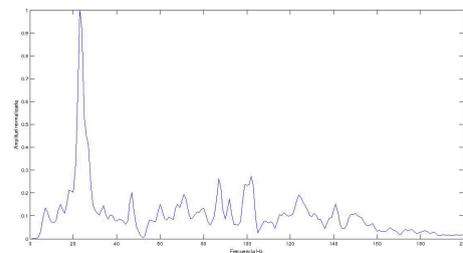
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

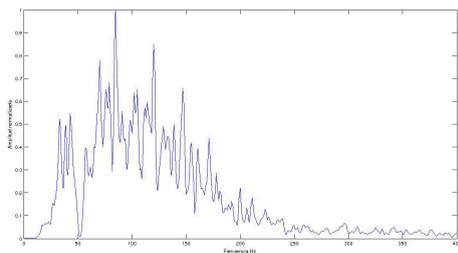


(c) 60 % MCV

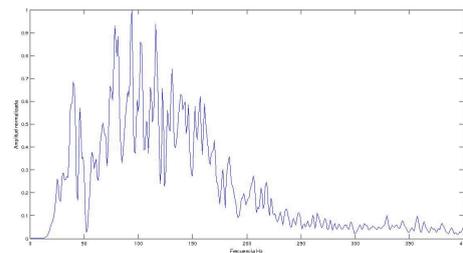


(d) 80 % MCV

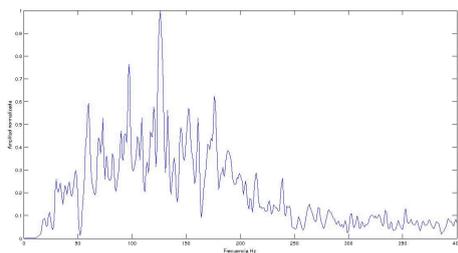
Figura B.54: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 5 para distintos niveles de contracción



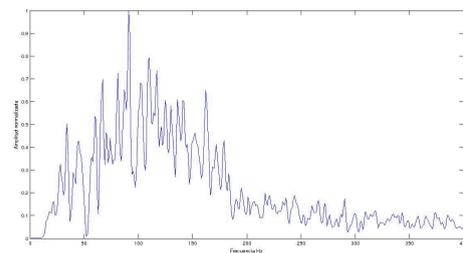
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV



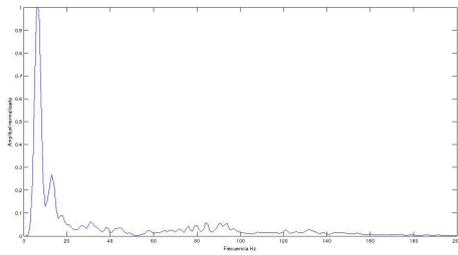
(c) 60 % MCV



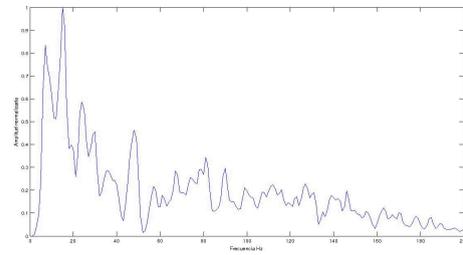
(d) 80 % MCV

Figura B.55: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 6 para distintos niveles de contracción

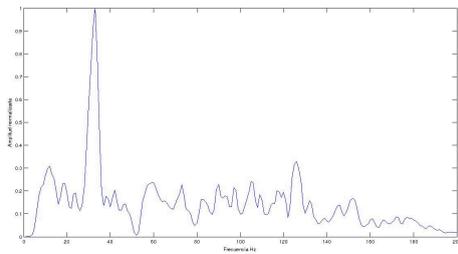
108 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



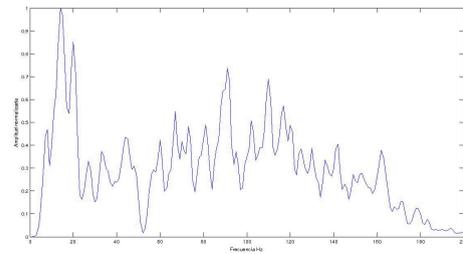
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

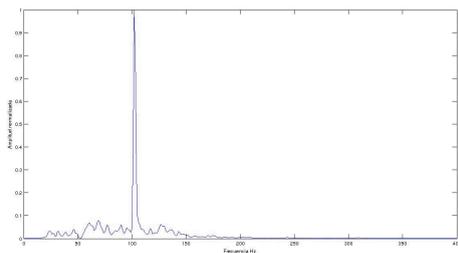


(c) 60 % MCV

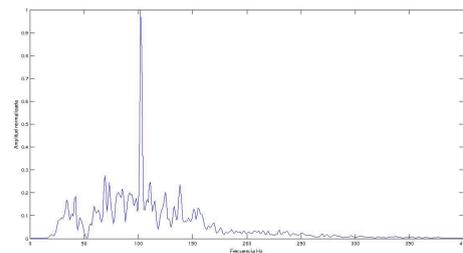


(d) 80 % MCV

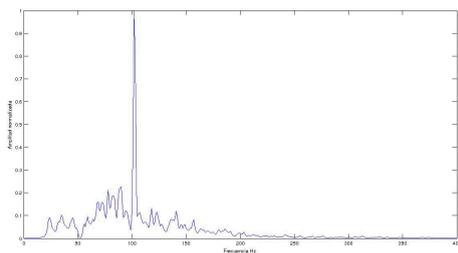
Figura B.56: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 6 para distintos niveles de contracción



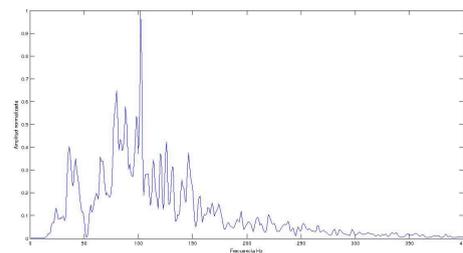
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

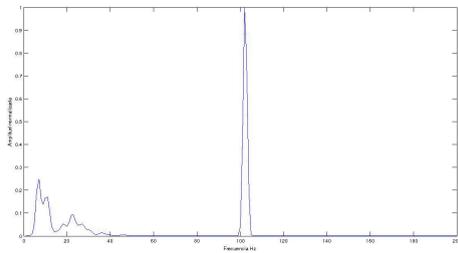


(c) 60 % MCV

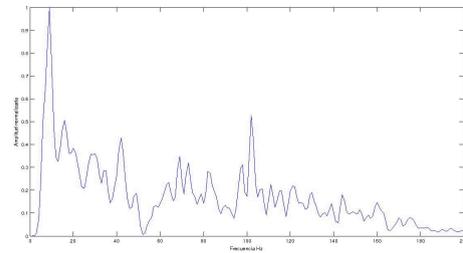


(d) 80 % MCV

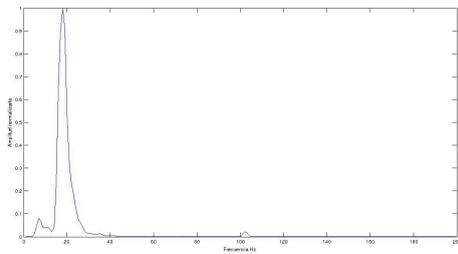
Figura B.57: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 7 para distintos niveles de contracción



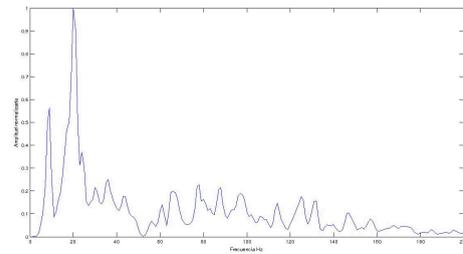
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

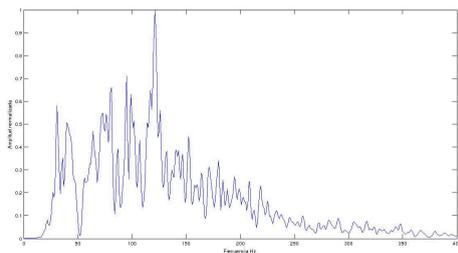


(c) 60 % MCV

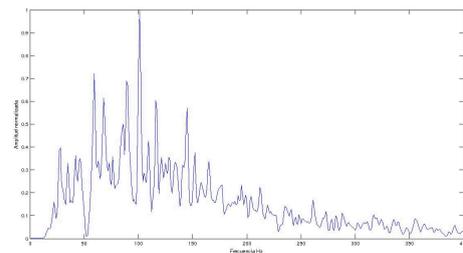


(d) 80 % MCV

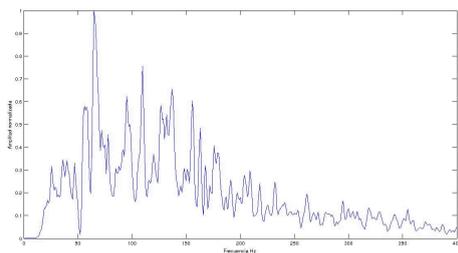
Figura B.58: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 7 para distintos niveles de contracción



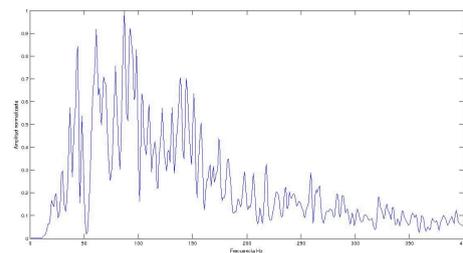
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV



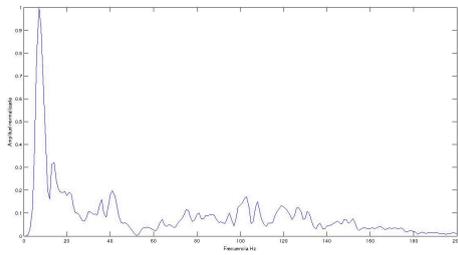
(c) 60 % MCV



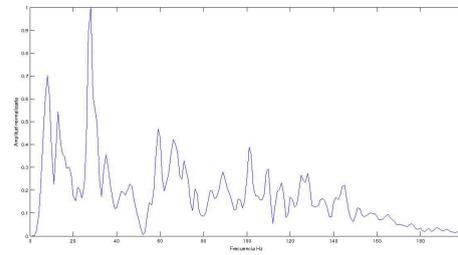
(d) 80 % MCV

Figura B.59: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 8 para distintos niveles de contracción

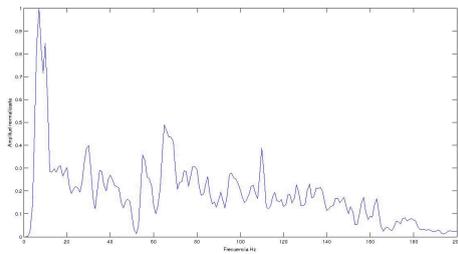
110 APÉNDICE B. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS



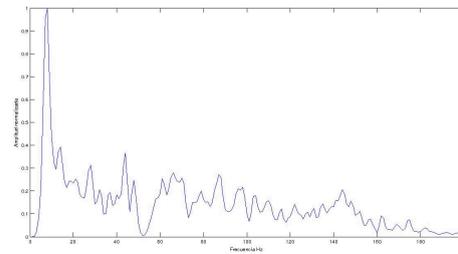
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

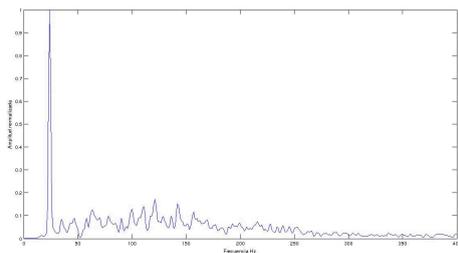


(c) 60 % MCV

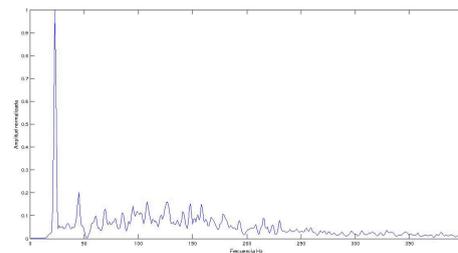


(d) 80 % MCV

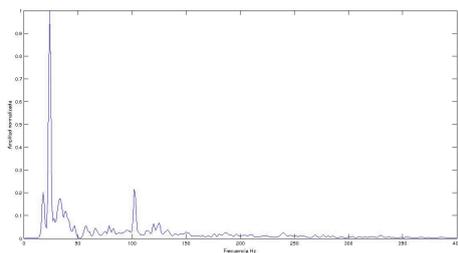
Figura B.60: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 8 para distintos niveles de contracción



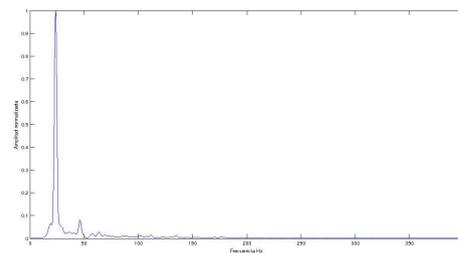
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

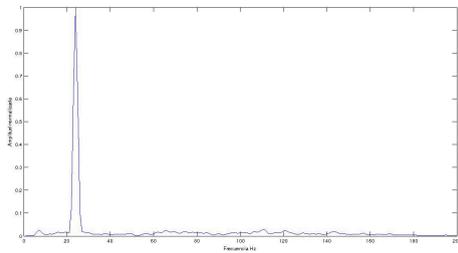


(c) 60 % MCV

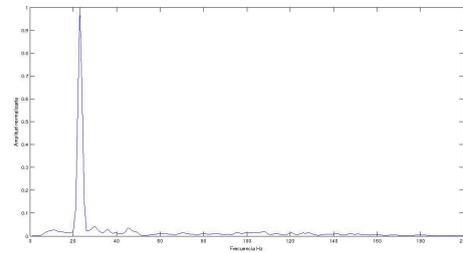


(d) 80 % MCV

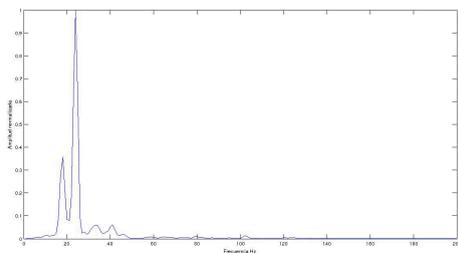
Figura B.61: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 9 para distintos niveles de contracción



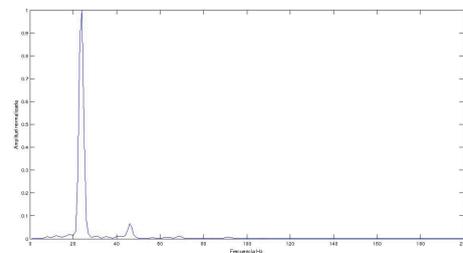
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

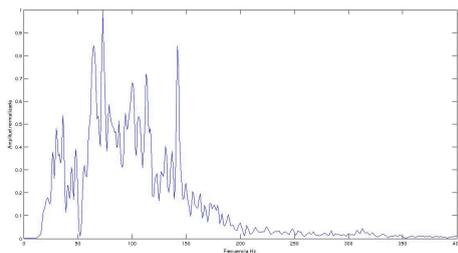


(c) 60 % MCV

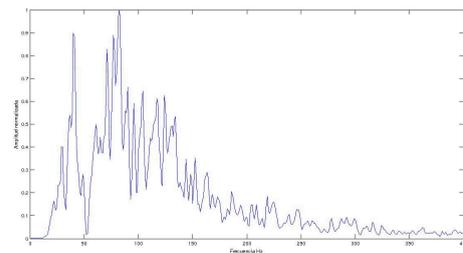


(d) 80 % MCV

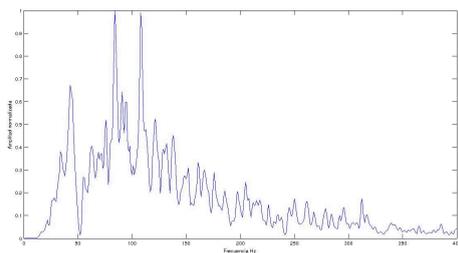
Figura B.62: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 9 para distintos niveles de contracción



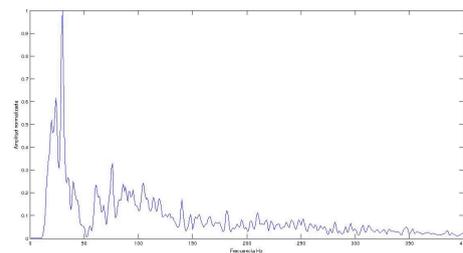
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

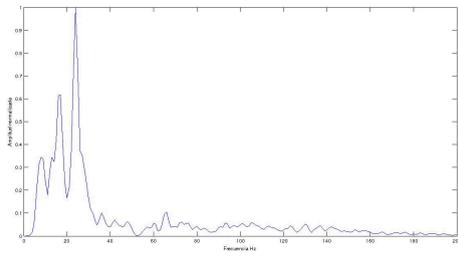


(c) 60 % MCV

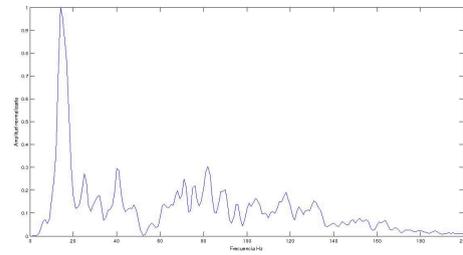


(d) 80 % MCV

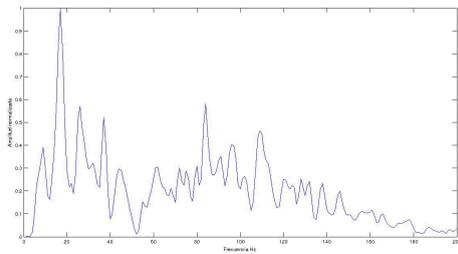
Figura B.63: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 10 para distintos niveles de contracción



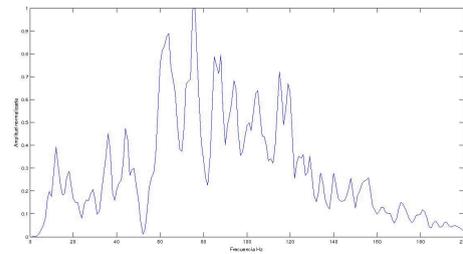
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

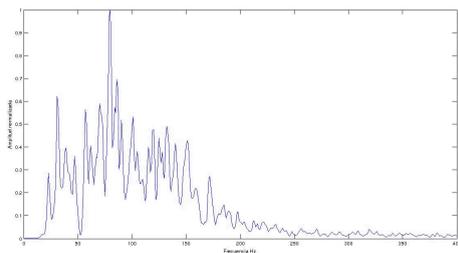


(c) 60 % MCV

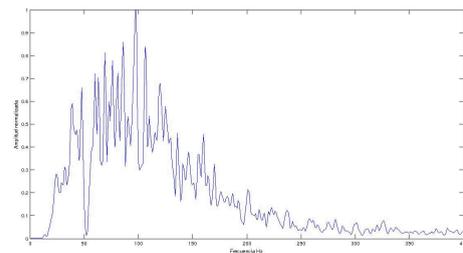


(d) 80 % MCV

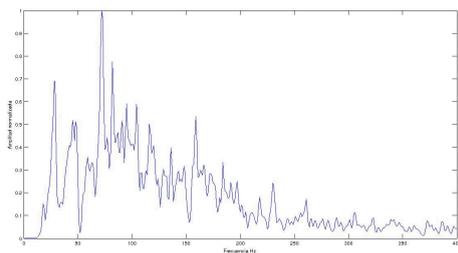
Figura B.64: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 10 para distintos niveles de contracción



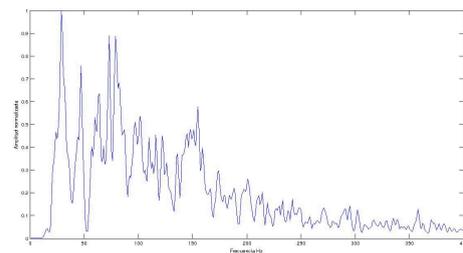
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV

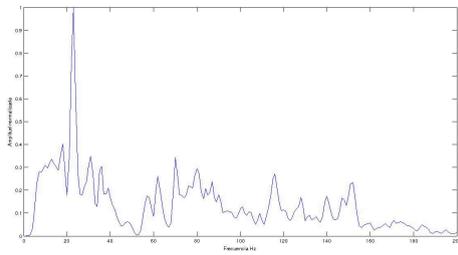


(c) 60 % MCV

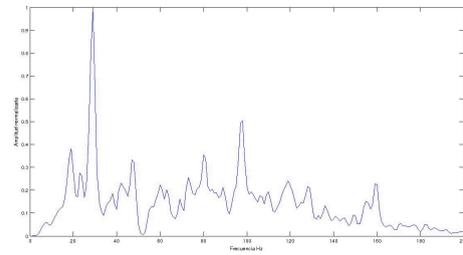


(d) 80 % MCV

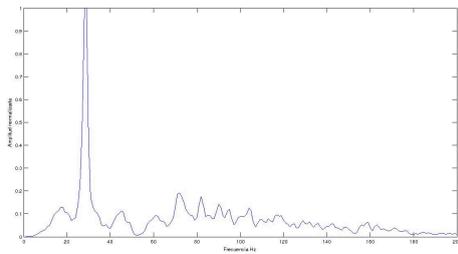
Figura B.65: Espectro frecuencial normalizado de EMG del Sujeto 11 para distintos niveles de contracción



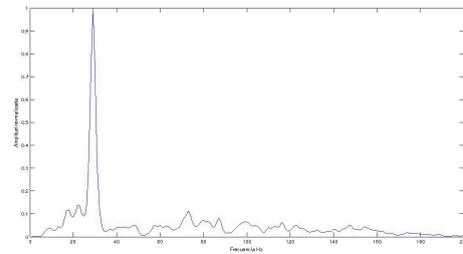
(a) 20 % MCV



(b) 40 % MCV



(c) 60 % MCV



(d) 80 % MCV

Figura B.66: Espectro frecuencial normalizado de MMG del Sujeto 11 para distintos niveles de contracción

Apéndice C

Codigos empleados para la realización de este TFM

C.1. Códigos de Matlab

Código de Matlab para obtener los valores RMS, siendo mecanoX y electroX los vectores de datos:

```
rmsmecano([X]) = sqrt(mean(mecanoX.^2))  
rmselectro([X]) = sqrt(mean(electroX.^2))
```

Código de Matlab para relizar la Transformada Rápida de Fourier, siendo X el numero del vector, y 1200 la frecuencia de muestreo:

```
electroXf=abs(fft (electroX,1200))  
mecanoXf=abs(fft (mecanoX,1200))
```

Código de Matlab para relizar la Transformada Welch [74], siendo X el numero del vector, y 1200 la frecuencia de muestreo:

```
mecanoXf=abs(pwelch (mecanoX,1200))  
electroXf=abs(pwelch (electroX,1200))
```

Código de Matlab para relizar la normalización, siendo X el numero del vector:

116 APÉNDICE C. CODIGOS EMPLEADOS PARA LA REALIZACIÓN DE ESTE TFM

```
electroXnorm=electroX./ max(electroX)
mecanoXfnorm=mecanoX./ max(mecanoX)
```

Código de Matlab para relizar el filtrado de Butterworth:

```
filt1 = fdesign.highpass('n,f3db',4,2*3*(1/1200));
H1 = design(filt1,'butter');
highpass_EMG = filter(H1, electro1);
filt2 = fdesign.lowpass('n,f3db',4,2*100*(1/1200));
H2 = design(filt2,'butter');
lowpass_EMG = filter(H2,highpass_EMG);
% Notch Filter (50Hz)
filt3 = fdesign.notch(4,0.05,10);
H3 = design(filt3);
electro1b = filter(H3,lowpass_EMG);
figure(1);plot(electro1b);
```

C.2. Códigos de SED

Código para separar las trazas en dos archivos separados, atendiendo a si la línea es par o impar:

```
sed 'n; d' infile >> mecano
sed 'ld; n; d' infile >> electro
```

Código para inventanar las trazas, siendo A la primera línea de la ventana y B la última de dicha ventana:

```
sed 'A,B!d' electro > electroX
sed 'A,B!d' mecano > mecanoX
```