



Universidad de Valladolid



PROGRAMA DE DOCTORADO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TESIS DOCTORAL:

**DETERMINACIÓN DEL ESTADO PSICO-EMOCIONAL
DE LA INTERACCIÓN HUMANO-ROBOT EN TAREAS
DE REHABILITACIÓN MEDIANTE LA APLICACIÓN DEL
BIG DATA**

Presentada por Borja Fernández Villar para optar
al grado de

Doctor/a por la Universidad de Valladolid

Dirigida por:

Javier Pérez Turiel y Juan Carlos Fraile Marinero

Agradecimientos

A mis padres, por su paciencia. A ti Lidia, por tu apoyo y motivación.

A mis tutores, por su acompañamiento en el camino.

A mi mismo, por serme siempre fiel y creer en mi hasta el final.

Índice

Agradecimientos	2
Introducción	8
Capítulo 1. Contextualización del problema	13
1.1 Presentación del tema de la Tesis	13
1.2 Descripción del problema y justificación del tema de Tesis	22
1.3 Objetivos de la investigación	23
Capítulo 2. Marco normativo - referencial	25
2.1 Marco normativo	25
2.2 Conocimiento desarrollado sobre el tema de estudio	30
Capítulo 3. Estado del arte	34
3.1 Revisión del estado del arte en cuanto a la determinación del estado psico-emocional.	34
3.2 Revisión del estado del arte en dispositivos de monitorización de señales fisiológicas.	44
3.3 Revisión del estado del arte en escenarios de rehabilitación.	51
Capítulo 4. Marco metodológico	64
4.1 Introducción al Marco Metodológico de Investigación	64
4.2 Tipos de investigación	64
4.3 Enfoques de investigación	65
4.4 Fuentes de información	66
4.5 Técnicas de Recolección de Información:	67
4.6 Técnicas de Análisis de Información	68
4.7 Variables a analizar	68
4.8 Población y muestra	70
4.9 Presentación de la experimentación	71
Capítulo 5. Experimentación y desarrollo de la investigación	75
5.1 Determinación del estado psico-emocional mediante ensayos	76
5.1.1 Acquisition Block	78
5.1.3 Virtual Reality Games	80
5.1.4 Experimental setup and protocol	84
5.1.5 Presentación de los datos	88

5.1.6	Clasificación de los datos	90
5.1.7	Pre-procesamiento de las señales	91
5.1.8	Procesado de datos y análisis de resultados	106
5.1.9	Resultados experimentales	107
a.	Señal GSR	107
b.	Señal SKT	110
c.	Señal ECG	113
5.2	Desarrollo de un weareable para uso en tareas de rehabilitación	114
5.2.1	Desarrollos actuales del mercado	120
5.2.2	Especificaciones del dispositivo	122
5.2.3	Implementación, test y análisis	132
5.3	Diseño de un nuevo marco teórico para rehabilitación de miembro superior mediante tareas de rehabilitación con robots	137
5.3.1	Análisis del Marco de Losey	138
5.3.2	Análisis del Marco de Agarwall	141
5.3.3	Síntesis del Nuevo Marco Teórico	143
5.3.4	Experimentación y desempeño del marco teórico	160
5.3.5	Resultados obtenidos	167
a.	Señal GSR	167
b.	Señal SKT	169
c.	Señal ECG	172
Capítulo 6. Presentación de resultados		174
6.1	Resultados experimentales de la determinación del estado psico-emocional.	174
6.1.1	Resultados esperados basados en el estado del arte	174
6.1.2	Resultados obtenidos	175
6.1.3	Análisis y discusión	184
6.1.4	Conclusiones	185
6.1.5	Consideraciones finales	186
6.2	Resultados experimentales obtenidos del desarrollo de un wereable	187
6.2.1	Resultados esperados basados en el estado del arte	187
6.2.2	Resultados obtenidos	188
6.2.3	Análisis y Discusión	190
6.2.4	Conclusiones	191
6.2.5	Consideraciones finales	192

6.3	Resultados experimentales obtenidos del desarrollo de un nuevo marco teórico de rehabilitación	192
6.3.1	Resultados esperados basados en el estado del arte	192
6.3.2	Resultados obtenidos	193
6.3.3	Análisis y discusión	197
6.3.4	Conclusiones	198
6.3.5	Consideraciones finales	199
Capítulo 7. Conclusiones y propuesta de solución al problema		200
7.1	Conclusiones	200
7.2	Solución propuesta al problema	204
7.2.1	Descripción de la Propuesta de Solución	204
7.2.2	Integración de los Componentes en el Nuevo Marco Teórico	206
7.2.3	Implicaciones futuras y proyección	207
Capítulo 8. Referencias		209

Listado de Figuras y Tablas

Figura 1 Tipos de dispositivos médico según ISO10993	31
Figura 2 Estado óptimo de flow en tiempo real	52
Figura 3 Plataforma robótica Physiobot	76
Figura 4 Transición de terapia virtual con mucha carga gráfica a poca carga gráfica	77
Figura 5 Proceso de adquisición de señales y su procesamiento	80
Figura 6 Terapia virtual "Colocar ropa en el armario"	81
Figura 7 Terapia virtual "Colocar cocina"	81
Figura 8 Terapia virtual "Huerto"	82
Figura 9 Terapia virtual "Hacer la compra"	82
Figura 10 Terapia virtual "Marcar número"	83
Figura 11 Diagrama de flujo del procesamiento de datos	87
Figura 12 Diagrama de flujo del protocolo de actuación	88
Figura 13 Señales fisiológicas registradas con AcqKnowledge durante la experimentación con pacientes	90
Figura 14 Sistema de jerarquía de archivos	91
Figura 15 Representación del SCR en un evento de GSR	93
Figura 16 Lectura de una señal GSR a 500 Hertz en 6 minutos	94
Figura 17 Señal GSR con ruido (rojo) y filtrada (azul)	95
Figura 18 Primera derivación GSR	95
Figura 19 Señal bruto (rojo) y filtrado (azul) de GSR	96
Figura 20 Tercera condición para detección del SCR	98
Figura 21 Algoritmo de detección de eventos SCR	98
Figura 22 Aplicación algoritmo detección SCR sobre señal GSR	99
Figura 23 Representación eventos en señal GSR	99
Figura 24 Software GSR	100
Figura 25 Señal SKT durante una terapia de rehabilitación	101
Figura 26 Documento con lecturas de GSR y SKT	102
Figura 27 Señal del ECG en milivoltios, filtrada, y con los picos del RR marcados.	104
Figura 28 ECG procesado en Matlab y señal del RR obtenida.	104
Figura 29 Flujo de estados para el procesado del ECG	106
Figura 30 Resultados obtenidos de los eventos del SCR por terapia	108
Figura 31 Resultados de las amplitudes de los eventos del SCR	109
Figura 32 Resultados del SCL	110
Figura 33 Resultados del SKT por cada terapia	111
Figura 34 Resultados del ANS y las respuesta fisiológicas: GSR y SKT	113
Figura 35 Resultados del ANS y las respuesta fisiológicas: HRV y ECG	113
Figura 36 Resultados de la respuest al test de SAM	114
Figura 37 Dispositivo explotado con el software CAD Fusion360. Configuración 'ajustada a la muñeca	123
Figura 38 Configuración de escritorio como alternativa a la configuración 'ajustada a la muñeca	124
Figura 39 Esquema electrónico de la placa Trazein	127
Figura 40 Diagrama de flujo para la obtención de datos fisiológicos	129
Figura 41 Dispositivo Trazein manufacturado	132
Figura 42 Sujeto 1, 52 años, descanso de 22 segundos	133
Figura 43 Sujeto 2, 47 años, descanso de 22 segundos	134
Figura 44 Sujeto 3, 37 años, descanso de 22 segundos	134
Figura 45 Sujeto 4, 45 años, descanso de 22 segundos	135
Figura 46 HMI Trazein mostrando la señal ECG y la medida BPM en tiempo real durante la adquisición de un sujeto	135
Figura 47 HMI Trazein mostrando la señal GSR en tiempo real durante la adquisición de un sujeto	136

<i>Figura 48 Muestra de la adquisición de la señal GSR de diferentes sujetos</i>	137
<i>Figura 49 Planteamiento inicial que relaciona el estado emocional con los parámetros ECG y GSR</i>	144
<i>Figura 50 Esquema representativo del planteamiento de Losey</i>	145
<i>Figura 51 Primera aproximación del planteamiento del marco teórico</i>	147
<i>Figura 52 Primera definición del nuevo marco teórico</i>	149
<i>Figura 53 Redefinición del marco teórico</i>	152
<i>Figura 54 Redefinición del marco teórico teniendo en cuenta la adaptación y el engagement</i>	155
<i>Figura 55 Redefinición del marco teórico teniendo en cuenta el feedback</i>	159
<i>Figura 56 Diagrama de flujo del protocolo de experimentación del nuevo marco teórico</i>	165
<i>Figura 57 Resultados obtenidos de los eventos del SCR por terapia</i>	168
<i>Figura 58 Resultados de las amplitudes de los eventos del SCR</i>	168
<i>Figura 59 Resultados del SCL</i>	169
<i>Figura 60 Resultados de las mediciones del SKT</i>	170
<i>Figura 61 Resultados de las respuestas fisiológicas del ANS: GSR y SKT</i>	172
<i>Figura 62 Resultados de las respuestas fisiológicas del ANS: HRV y ECG</i>	172
<i>Figura 63 Resultados de las respuestas del test SAM</i>	173
<i>Figura 64 Mapas de calor de las señales fisiológicas GSR y SKT</i>	177
<i>Figura 65 Radar Charts de las señales fisiológicas GSR y SKT</i>	179
<i>Figura 66 Representación de los resultados del ECG en boxplots</i>	180
<i>Figura 67 Representación de los resultados del ECG en radarcharts</i>	181
<i>Figura 68 Resultados de todos los sujetos del Test SAM en formato radar</i>	183
<i>Figura 69 Diseño del dispositivo fabricado con sensores integrados</i>	188
<i>Figura 70 Dispositivo final impreso en 3D con sensores de ECG y GSR conectados</i>	188
<i>Figura 71 Señal ECG registrada por el dispositivo durante las pruebas</i>	189
<i>Figura 72 Dispositivo en funcionamiento mostrando la señal ECG y los BPM en reposo</i>	190
<i>Figura 73 Resultados de las señales fisiológicas GSR y SKT graficados de manera evolutiva</i>	196
<i>Figura 74 Resultados obtenidos del Test SAM en forma de barras agrupadas</i>	197
<i>Figura 75 Propuesta de solución de integración de la investigación de la Tesis</i>	206
<i>Figura 76 Propuesta de solución de integración de la investigación de la Tesis</i>	206

<i>Tabla 1 Índices obtenidos del procesamiento</i>	87
<i>Tabla 2 Descripción del protocolo de actuación</i>	88
<i>Tabla 3 Índices analizados en el estudio</i>	107
<i>Tabla 4 Valores obtenidos en el GSR</i>	108
<i>Tabla 5 Resultados de las mediciones del SKT</i>	110
<i>Tabla 6 Valores medidos en el test SAM</i>	111
<i>Tabla 7 Especificaciones de diseño del dispositivo</i>	122
<i>Tabla 8 Dispositivos wearable con más éxito en el mercado</i>	124
<i>Tabla 9 Dispositivos biomédicos con más éxito en el mercado</i>	125
<i>Tabla 10 Parámetros de fabricación para el prototipado 3D</i>	127
<i>Tabla 11 Comparación entre los chips ECG más utilizados</i>	128
<i>Tabla 12 Especificaciones del ancho de banda de la placa ECG</i>	128
<i>Tabla 13 Listado de sujetos para la experimentación con el nuevo marco teórico</i>	161
<i>Tabla 14 Resultados obtenidos de las mediciones fisiológicas con el nuevo marco teórico</i>	167
<i>Tabla 15 Resultados de las mediciones del SKT</i>	169
<i>Tabla 16 Valores medidos en el test SAM</i>	170

Introducción

La finalidad de esta Tesis surgió de mi preocupación por mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido un daño cerebral adquirido (DCA) y se enfrentan a complejos procesos de rehabilitación del miembro superior. Desde que comencé a indagar en el uso de robots y entornos virtuales para facilitar la recuperación motora, me di cuenta de que no bastaba con diseñar terapias repetitivas o puramente mecanizadas: era imprescindible considerar también el estado psicoemocional de los pacientes y la manera en que la complejidad de los escenarios podía influir en su compromiso (engagement) con la terapia, su motivación y, en última instancia, su progreso.

De esta inquietud nace la temática central de mi investigación: combinar la tecnología robótica de asistencia en rehabilitación con terapias de realidad virtual y, al mismo tiempo, medir y analizar las respuestas fisiológicas de los pacientes para adaptar dinámicamente la rehabilitación. Este enfoque busca comprender en mayor detalle cómo factores como la carga visual y la complejidad de los ejercicios pueden provocar diversos estados emocionales que afecten al aprendizaje motor. Además, me propuse desarrollar un dispositivo propio, de bajo coste y abierto, que permitiera registrar señales fisiológicas (ECG y GSR, principalmente) sin comprometer la comodidad de la persona ni la fidelidad de los datos obtenidos. Mi meta fue diseñar un instrumento práctico, portable y fiable, que pudiera escalarse a distintos entornos clínicos, incluso más allá del ámbito estrictamente hospitalario.

En línea con estos propósitos, estructuré mi Tesis en torno a varios objetivos concretos:

1. **Diseñar nuevas terapias de realidad virtual (RGS)** que incorporen distintos niveles de complejidad y carga cognitiva, de forma que pudiera evaluar el impacto de cada entorno sobre el rendimiento y el estado emocional de los participantes.
2. **Crear un protocolo de actuación** para el registro y la lectura de señales fisiológicas (ECG y GSR, entre otras) durante la terapia, unificando criterios de toma de datos, procesamiento y posterior análisis estadístico.
3. **Realizar un estudio experimental** con sujetos sanos (en torno a 50 participantes) en un entorno de rehabilitación controlado, replicando de manera sistemática las mismas pautas y protocolos para comparar y correlacionar las reacciones fisiológicas con el desempeño motor y la experiencia subjetiva reportada.
4. **Diseñar y construir un dispositivo electrónico** de bajo coste para medir y almacenar señales fisiológicas. Este dispositivo, al que denominé “Trazein”, debía ser funcional, cómodo y fácilmente reproducible (gracias al uso de componentes accesibles y carcasas impresas en 3D).
5. **Proponer un nuevo marco teórico** que describa la interacción entre el robot, el paciente y el terapeuta (RACA, por sus siglas en inglés), integrando la perspectiva de marcos anteriores pero añadiendo la figura del operador humano y la importancia del feedback multimodal (biomecánico, fisiológico y de ejecución) para adaptar la tarea en tiempo real.

Estos objetivos han guiado toda mi labor investigadora, desde la contextualización y planteamiento de los experimentos, hasta el diseño de prototipos y la aplicación de

normativas de seguridad y usabilidad. En la próxima etapa, profundizaré en las aportaciones científicas que ha generado este trabajo, abordando los resultados y avances más destacados que considero pueden repercutir de forma significativa en la práctica clínica y en el desarrollo futuro de sistemas de rehabilitación robótica.

Combinar mi labor investigadora en el centro tecnológico CARTIF, donde trabajo, con las tareas académicas en la Universidad Europea Miguel de Cervantes (UEMC), sin olvidar la obligación de mantener mis compromisos personales y profesionales, ha sido en ocasiones un verdadero desafío. La investigación exige constancia, y hubo periodos en los que se superponían plazos de proyectos de I+D, preparación de clases, reuniones con tutores y directores de tesis... y la sensación de que las horas del día no me alcanzaban.

Aun así, esa misma diversidad de tareas y contextos ha resultado clave para la solidez de mi trabajo doctoral. En CARTIF pude acceder a laboratorios, prototipos y, sobre todo, a un equipo multidisciplinar que me brindó nuevos enfoques y herramientas tecnológicas para desarrollar la tesis. Mientras tanto, en la UEMC encontré un ambiente docente e investigador que me permitió contrastar las ideas con estudiantes y colegas de diferentes áreas, lo cual enriqueció mucho la perspectiva de mis estudios. Dar clases no solo reforzó mi propia comprensión de los conceptos, sino que me obligó a explicarlos de manera clara y didáctica, un ejercicio que considero fundamental para cualquier doctorando.

Además, la colaboración entre la universidad y CARTIF no solo me ofreció recursos técnicos y humanos, sino también la oportunidad de integrar distintos proyectos de I+D a lo largo de estos años, manteniendo de forma constante una línea de investigación activa. Esto resultó vital para dar continuidad a los estudios, incluso cuando aparecían dificultades como la falta de resultados inmediatos o la incertidumbre propia de la investigación aplicada. En más de una ocasión, el apoyo de mis compañeros y mentores me ayudó a retomar el camino cuando parecía que la motivación flaqueaba.

La exigencia ha sido enorme: diseñar los experimentos, analizar datos, preparar publicaciones, presentar avances, todo ello de la mano de un trabajo diario exigente. Muchas veces la jornada parecía extenderse hasta bien entrada la noche, y confieso que hubo momentos en los que dudé de si podría compaginar todo. Sin embargo, la recompensa ha llegado en forma de un crecimiento personal y profesional que, al mirar hacia atrás, me confirma que valió la pena. Lograr que cada pieza encaje y que el proyecto avance de manera coherente es el resultado de un esfuerzo sostenido y de la fuerte convicción de que esta investigación, en el ámbito de la ingeniería industrial y la rehabilitación, puede realmente mejorar la vida de muchas personas.

Ahora, tras siete años intensos, la satisfacción de ver cómo las ideas iniciales se han materializado en resultados tangibles y en un marco teórico sólido compensa con creces el esfuerzo. Y, sin duda, no habría sido posible sin la colaboración estrecha entre CARTIF, donde día a día trabajé codo con codo con grandes profesionales, y la UEMC, que me brindó el espacio para impartir docencia y seguir investigando en paralelo. Esta sinergia es, en mi opinión, uno de los mayores logros y un aliciente para seguir desarrollando nuevos proyectos en el futuro.

Durante el desarrollo de mi investigación doctoral, he logrado varias contribuciones científicas en distintos ámbitos relacionados con la rehabilitación robótica y la monitorización de señales fisiológicas. Asimismo, surgió la propuesta de una patente sobre un dispositivo biomédico, la cual, sin embargo, no se concedió. A continuación, detallo cada aportación:

Artículo científico (Q1)

Referencia según normas APA:

Fernández-Villar, B., Viñas, P. F., Pérez-Turiel, J., Fraile-Marinero, J. C., & Gordaliza, A. (2020). *Influence on the user's emotional state of the graphic complexity level in virtual therapies based on a robot-assisted neurorehabilitation platform*. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 190, 105359. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105359>

Descripción:

En este artículo publicado en la revista *Computer Methods and Programs in Biomedicine* (ubicada en el primer cuartil, Q1), se analiza cómo influye el nivel de complejidad gráfica de los entornos virtuales de rehabilitación en el estado emocional de los usuarios. Para ello, diseñamos dos escenarios terapéuticos con idéntica exigencia motora pero distinto nivel de detalle visual, monitorizando a los sujetos mediante señales fisiológicas (ECG, GSR, SKT). Los resultados muestran que, si bien la carga de trabajo físico se mantuvo estable, la percepción subjetiva de los participantes reflejaba mayor motivación y agrado en el entorno con más detalle. No obstante, ciertos parámetros fisiológicos empleados no discriminaron de forma concluyente entre ambos escenarios, remarcando la complejidad de correlacionar, de manera directa, las señales psicofisiológicas con estados emocionales durante la rehabilitación.

Artículo científico (Congreso BIODEVICES 2021)

Referencia según normas APA:

Fernández-Villar, B., Fraile-Marinero, J. C., & Pérez-Turiel, J. (2021). *A Low Cost IoT Enabled Device for the Monitoring, Recording and Communication of Physiological Signals*. In *Proceedings of the 14th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2021) – Volume 1: BIODEVICES* (pp. 135–143). SCITEPRESS – Science and Technology Publications.

Descripción:

Este segundo trabajo se presentó en la conferencia BIODEVICES, parte del congreso BIOSTEC 2021. Describe el desarrollo de un prototipo de dispositivo biomédico, de bajo coste y basado en IoT, capaz de adquirir, registrar y transmitir en tiempo real señales de ECG y GSR. Su diseño busca la facilidad de manufactura

(impresión 3D y componentes electrónicos disponibles en el mercado) y la integración con plataformas de rehabilitación robótica, de manera que puedan personalizarse y adaptarse las terapias conforme a las respuestas fisiológicas del usuario. El artículo explica el diseño electrónico, la comunicación inalámbrica y el software de procesamiento que hacen posible almacenar los datos y visualizarlos en línea.

Solicitud de patente (ES2947164A1)

Referencia del documento:

Dispositivo portátil de monitorización de señales fisiológicas y procedimiento asociado. ES2947164A1. Resolución de no concesión en 2024.

Descripción:

Pese a que la patente no se otorgó, este proceso resultó valioso, pues dejó establecida la documentación técnica que avala el diseño y la implementación del dispositivo, además de aportar experiencia sobre estrategias de propiedad industrial en desarrollos biomédicos. Buena parte de ese conocimiento se ha difundido en los artículos científicos publicados y, sobre todo, en la memoria de la propia Tesis, permitiendo que otros investigadores puedan aprovecharlo y, en su caso, generar desarrollos similares o mejorados.

Proyecto de investigación financiado (PoC20) – I

Referencia:

IP: Fernández-Villar, B. (2020). *Memoria Final PoC20*. II Convocatoria de Pruebas de Concepto UEMC, enmarcado en el Plan TCUE 2018-2020 de la Junta de Castilla y León.

Descripción:

Este proyecto se centró en el diseño, fabricación y validación de un dispositivo biomédico de bajo coste para la monitorización de señales fisiológicas, principalmente dirigidas a la detección de estrés a partir de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la respuesta galvánica de la piel. En la memoria se describen los detalles técnicos del prototipo (Trazein), la metodología de impresión 3D con materiales biocompatibles y los resultados de las pruebas de concepto realizadas. El trabajo incluye un estudio comparativo con otros dispositivos disponibles en el mercado, así como propuestas de aplicación en ámbitos como el Home HealthCare, las terapias de rehabilitación y la monitorización domiciliaria.

Proyecto de investigación financiado (PoC20) – II

Referencia:

IP: Fernández-Villar, B. (2020). *Memoria Final PoC20*. II Convocatoria de Pruebas

de Concepto UEMC, enmarcado en el Plan TCUE 2018-2020 de la Junta de Castilla y León.

Descripción:

En este segundo proyecto se profundizó en las posibilidades de explotación y comercialización de la tecnología desarrollada, evaluando distintos mercados potenciales (deporte, sector biomédico, entornos de detección de estrés, etc.). Además de analizar la viabilidad económica y el modelo de negocio, se revisaron estrategias de protección industrial y se propuso la creación de un plan de acción para la introducción del prototipo en el mercado, especialmente orientado a la monitorización de parámetros de salud en entornos domésticos y profesionales. De este modo, se evidenció la capacidad de fabricación flexible y económica que ofrece la impresión 3D, así como el valor diferencial de un dispositivo portátil, fácilmente personalizable y con conectividad inalámbrica para el registro de datos en la nube.

Capítulo 1. Contextualización del problema

1.1 Presentación del tema de la Tesis

El daño cerebral adquirido (DCA) es una lesión que se produce en las estructuras del cerebro de forma súbita, en personas que habiendo nacido sin ningún tipo de daño en el cerebro, en un momento de su vida sufren lesiones en el mismo como consecuencia de un accidente o una enfermedad, no estando relacionado con una enfermedad congénita o degenerativa. Estas deficiencias pueden ser temporales o permanentes y causar discapacidad parcial o funcional o desajuste psicosocial (L. Turner-Stokes, 2005). El DCA puede ser originado por causas externas o internas. Entre las causas externas podemos destacar los traumatismos craneoencefálicos (TCE) provocados por cualquier agente externo, como una lesión producida en un accidente de tráfico, por ejemplo; y entre las internas, los ictus, tumores cerebrales o accidentes cerebrovasculares (ACV). Siendo éstas las más comunes, también existen otras causas del daño cerebral adquirido. Cuando se produce una lesión cerebral, del tipo que sea, pueden quedar secuelas (motoras, cognitivas, funcionales, sociales, etc.) que requerirán de una posterior rehabilitación. Es importante saber que, a pesar de la gravedad de la situación, existen tratamientos, terapias y servicios de apoyo que contribuyen a que la vida de la persona mejore progresivamente. Aproximadamente el 40% de las personas con DCA traumática o no traumática pueden regresar al trabajo después de 1 o 2 años. Entre aquellos con lesión cerebral traumática adquirida, una proporción sustancial de los sujetos no pudieron regresar a su trabajo anterior o no pudieron regresar permanentemente (M. van Velzen, 2009).

El tratamiento rehabilitador de las personas con DCA consiste en disponer los recursos y aplicar todas las medidas necesarias para prevenir las complicaciones secundarias de la lesión cerebral, preservar las estructuras y las funciones, y recuperar la máxima capacidad física, funcional y social para que la persona pueda reintegrarse a su medio familiar y social con la mayor autonomía posible en las actividades de la vida diaria. En esta Tesis nos centraremos en la rehabilitación motora de miembros superiores. En este caso, las tareas funcionales deben estar basadas en el entrenamiento específico de una tarea, mejorando el rendimiento de la acción y favoreciendo el aprendizaje repetido de una habilidad motora (I. J. Hubbard, 2009). Todos los pacientes deben ser entrenados en tareas habituales de la vida diaria, con o sin instrumental. Las terapias de movimiento inducido por restricción son razonables para utilizar (por ejemplo, restricción de los movimientos del tronco compensatorios, que pueden favorecer la rehabilitación proximal). Los ejercicios de fortalecimiento pueden ser utilizados como complemento a la tarea funcional (J. E. Harris, 2010).

En aquellos con plejía o debilidad grave, puede considerarse la rehabilitación robótica como opción, favoreciendo principalmente las actividades de la vida diaria sin claro beneficio sobre la fuerza (J. Mehrholz, 2012). También la estimulación multisensorial brindada por los conceptos y métodos de Bobath y PNF resulta beneficiosa a la hora de buscar selectividad de movimiento (I. V. Bonan, 2013).

La utilización de la estimulación eléctrica funcional (FES) puede considerarse como tratamiento de la subluxación y dolor del hombro hemipléjico, dentro de los primeros meses después del ACV (Price, 2001). También se aplica en los músculos de la mano y muñeca combinados con entrenamiento en tarea específica (Sharma, 2006). La utilización de realidad virtual y las técnicas basadas en la práctica o imaginería mental pueden ser consideradas como complemento para la rehabilitación de la extremidad superior. Las terapias en espejo son otras técnicas complementarias que pueden tener utilidad. La evidencia de las revisiones sistemáticas demuestra que la rehabilitación multidisciplinaria es eficaz en la población con accidente cerebrovascular (Turner-Stokes, 2005).

Un ejemplo claro de este tipo de rehabilitación multidisciplinar es aquella que hace uso de tecnologías actuales y emergentes, como es la realidad virtual (RV) (Mumford, 2009). El uso de realidad virtual en las áreas de rehabilitación y de la terapia continúa creciendo, y se reportan resultados alentadores para aplicaciones que abordan el funcionamiento físico, cognitivo y psicológico humano (Rizzo, 2006; Kizony, 2006). Sin embargo, quedan una serie de cuestiones importantes que deben abordarse para determinar la amplitud de la aplicación de la intervención basada en la RV, y las características del usuario y la plataforma que pueden ser importantes cuando se utiliza la RV en entornos clínicos (Kizony, 2006).

Los movimientos repetitivos orientados a tareas pueden mejorar la fuerza muscular y la coordinación del movimiento en pacientes con deficiencias debidas a lesiones neurológicas (Riener, 2005). Los robots pueden apoyar la terapia de movimiento de las extremidades inferiores y superiores. Se pueden distinguir dos grupos de ayudas robóticas (Riener, 2005). Por un lado, sistemas terapéuticos principalmente para entorno clínico, y por otro, sistemas de uso doméstico que ayudan a un solo paciente en las actividades de la vida diaria. Además, los sistemas se ordenan según el grado de actividad (sistemas pasivos, activos, interactivos) y el número de grados de libertad (DOF) (Riener, 2005).

En términos de robots de rehabilitación de miembros superiores con un solo DOF, uno de los primeros sistemas de rehabilitación robóticos interactivos fue el “rehabilitador mano-objeto-mano” (Lum, 1993). Otro dispositivo interactivo es el entrenador de brazos desarrollado por HESSE (Hesse, 2003). Ejemplos de sistemas interactivos multi-DOF son

el llamado “háptico maestro”, un robot de tres DOF diseñado como pantalla háptica (Van der Linde, 2002). Los sensores de fuerza y posición se implementan dentro del robot, habilitando el apoyo interactivo mediante estrategias de control de admisión. El sistema ha sido diseñado para la rehabilitación de pacientes con accidente cerebrovascular (Buch, 2002).

Uno de los robots de terapia de brazos más avanzados y de uso común es el MIT-Manus (Ebly, 1995; Krebs, 1998). Las instrucciones de movimiento visual se brindan por medio de una pantalla gráfica. Hasta ahora, se han publicado resultados clínicos de más de 100 pacientes con accidente cerebrovascular (Krebs, 2000). ARMin es otro sistema de robot de rehabilitación que se está desarrollando actualmente en la ETH de Zúrich. Otros grupos proponen el uso de dispositivos inicialmente diseñados como pantallas hápticas para aplicaciones de realidad virtual. Uno de esos dispositivos es el “maestro de Rutgers”, con actuadores neumáticos para retroalimentación de fuerza en los dedos. Otro dispositivo de realidad virtual sugerido para la rehabilitación del movimiento de la mano es el sistema SPIDAR (Krebs, 2000). Ensayos posteriores han confirmado beneficios en pacientes agudos y crónicos (Fasoli, 2003; Krakauer, 2006). Entrenar a los sujetos en una tarea repetidamente en la clínica puede conducir a un mejor desempeño en esa tarea, pero no necesariamente a mejoras en las actividades de la vida diaria (AVD) cuando regresan a casa (Lum, 2002). Un estudio que comparó la terapia asistida por robot con la terapia intensiva convencional mostró un beneficio significativamente mayor del robot tanto en las AVD como en las medidas de deterioro (Seymour, 2015).

La idea principal detrás de la realidad virtual es atractiva y plausible, es decir, puede proporcionar un entorno variado y agradable en el que los pacientes se motiven para practicar durante períodos prolongados y así prestar atención a componentes específicos de la retroalimentación de errores. En esencia, los pacientes están jugando a un videojuego que premia la recuperación con puntos (Laver, 2017).

Existe evidencia de que el uso de la realidad virtual y los videojuegos interactivos pueden ser beneficiosos para mejorar la función de las extremidades superiores y la función de las AVD cuando se usan como complemento de la atención habitual (para aumentar el tiempo total de la terapia) o en comparación con la misma dosis de la terapia convencional (K. E. Laver, 2017). El objetivo principal de este tipo de rehabilitación utilizando una plataforma robótica con RV sería analizar de forma *online* las respuestas fisiológicas del paciente humano para introducirlas en el circuito de control y así modificar y adaptar la rehabilitación a cada persona. No hay tantos ejemplos de sistemas robóticos de rehabilitación que consideren el estado fisiológico del paciente y el rendimiento motor en el circuito de control (S. Crea, 2018).

Se han propuesto varios sistemas de RV para la rehabilitación de los déficits motores después de un accidente cerebrovascular, con especial énfasis en la rehabilitación de la

extremidad superior y la mano (M. S. Cameirão, 2008). Existe una variante de la RV llamada *Rehabilitation Gaming Systems (RGS)* (M. S. Cameirão, 2009), un paradigma de neuro-rehabilitación basado en la RV para el tratamiento de los déficits motores que explota los procesos cognitivos que median entre la percepción y la acción (M. S. Cameirão, 2009). El RGS rastrea los movimientos de los brazos y los dedos y los asigna a un entorno virtual. El principal razonamiento detrás del escenario de rehabilitación de RGS es la hipótesis de que la ejecución de la acción orientada a la tarea bimanual combinada con la observación de extremidades virtuales que reflejan el movimiento ejecutado o previsto crean condiciones que facilitan la reorganización funcional de los sistemas motor y premotor afectados por el accidente cerebrovascular (M. S. Cameirão, 2009). Una aplicación del RGS es la rehabilitación de la función sensitivomotora del miembro superior en niños con disfunciones motoras, basada principalmente en el entrenamiento del movimiento (D. Wille, 2009). Investigaciones anteriores han indicado que la visualización de pantallas 3D puede inducir una mayor fatiga visual que la visualización de pantallas 2D y, potencialmente, evocar respuestas emocionales cuantificables (C. J. Kim, 2013).

En esta Tesis, hemos utilizado la plataforma robótica Physiobot para la rehabilitación del miembro superior, que es un enfoque novedoso para implementar la estrategia de "asistencia según sea necesario" para obtener valores adecuados de la fuerza asistencial, aplicando una ley de control que permite modificar la dinámica aparente del manipulador, en lugar de su verdadero comportamiento no lineal, que es un enfoque no factible físicamente (J. C. Fraile, 2016). Physiobot permite medir los niveles de velocidad y fuerza de los estímulos hápticos, que pueden provocar diferentes respuestas emocionales que se pueden identificar mediante el análisis de la dinámica del sistema nervioso autónomo (SNA) (V. Cardellini, 2018). El rendimiento motor, la velocidad y la variabilidad son susceptibles a estados emocionales (S. A. Coombes, 2006). Hemos revisado diferentes trabajos en el campo de la psicofisiología para determinar qué señales fisiológicas podrían usarse para caracterizar los estados emocionales (Y. K. Min, 2005), (E. C. Lee, 2010), (J. S. Choi, 2011). Nuestra hipótesis es que el "estado psicofisiológico humano" se puede determinar en diferentes escenarios ofrecidos por nuestra plataforma robótica Physiobot con sus propias terapias RGS.

Se ha comprobado que se pueden analizar las diferentes señales fisiológicas como el electrocardiograma (ECG), la resistencia galvánica de la piel (GSR) y la temperatura cutánea (SKT), siendo la primera de las señales identificar los estados emocionales y las respuestas del sistema nervioso autónomo, pero no con el resto de señales (L. Li, 2006). Otra investigación indicó la viabilidad de reconocer las emociones independientes del usuario utilizando señales fisiológicas ECG, GSR y SKT, que pueden usarse para determinar la respuesta fisiológica en la interacción física humano-robot (A. Parri, 2017).

La segunda parte del trabajo de la Tesis se centra en el estudio de un dispositivo de monitorización, medida y almacenamiento de estas señales fisiológicas para su posterior análisis offline. En los últimos años se han utilizado diferentes dispositivos biomédicos para analizar determinadas señales fisiológicas utilizadas para controlar entornos de rehabilitación con plataformas robóticas.

Los rastreadores de actividad y otros dispositivos electrónicos portátiles han ganado popularidad debido al deseo de los usuarios de monitorear, medir y rastrear utilizando varias funciones en tiempo real relacionadas con su estado físico o salud, incluida la cantidad de pasos, frecuencia cardíaca, variabilidad de la frecuencia cardíaca, temperatura corporal, niveles de actividad y / o estrés, etc (J. C. Conchell, 2018).

La importancia de analizar este tipo de señales fisiológicas en nuestro estudio radica en la relación directa que existe entre el nivel de estrés de un sujeto y las mediciones de HRV (Heart Rate Variability) (D. Novak, 2011) y GSR (Galvanic Skin Response) (C. Rodríguez-Guerrero, 2013). El estrés es un factor físico, mental o emocional que causa tensión física o mental. El estrés puede ser externo (ambiental, psicológico o de situaciones sociales) o interno (enfermedad o causado por un procedimiento médico). Existen diferentes métodos para detectar y determinar el nivel de estrés, siendo los más utilizados: la medición del nivel de cortisol, la variabilidad de la frecuencia cardíaca o la actividad electrodérmica (W. Wu, 2018). De otra forma, el estudio de Kutt apoya el uso de señales de Frecuencia Cardíaca (FC) y Conductancia de la Piel / Respuesta Galvánica de la Piel (GSR) para validar descriptores emocionales semánticos basados en medidas de valencia y excitación, vinculadas a las reacciones involuntarias del usuario transmitidas por el Sistema Nervioso Autónomo (SNA) (K. Kutt, 2018).

En nuestro caso, la frecuencia cardíaca (determinada por el electrocardiograma, ECG) y la actividad electrodérmica (obtenida de la respuesta galvánica de la piel, GSR) han sido elegidas para determinar el nivel de estrés de un sujeto y sus emociones durante las tareas de rehabilitación de miembros superiores. Un ejemplo de una aplicación para registrar el ECG y GSR en un dispositivo portátil se puede encontrar en (B. M. G. Rosa, 2019) y (G. Crifaci, 2013) aplicado a adolescentes con anorexia nerviosa. Los resultados de este estudio determinaron que los sensores portátiles utilizados eran factibles, discretos y, por lo tanto, extremadamente adecuados para pacientes jóvenes.

Después de una revisión sistemática de los dispositivos de registro de señales fisiológicas más populares, determinamos como punto de partida los siguientes:

- Kit de desarrollo de paquetes de Consensys (Shimmer): una solución 'todo en uno' que permite al usuario experimentar todas las capacidades de detección de la plataforma Shimmer3, que incluye el conjunto completo de nuestros sensores Shimmer (IMU, ECG, EMG, GSR), hardware y software (G. Oreto, 2010).

- AutoSense: un sistema de sensor inalámbrico discretamente portátil para la evaluación continua de exposiciones personales a sustancias adictivas y estrés psicosocial según lo experimentan los participantes humanos en sus entornos naturales (E. Ertin, 2011).
- Anillo: un dispositivo móvil y robusto de medición de señales biológicas para monitorear la conductancia de la piel (usando un sensor electrodérmico, EDA y medidor de respuesta cutánea agalvánica, GSR) y la actividad cardiovascular (usando un sensor de pulso de volumen sanguíneo, BVP) (M. S. Mahmud, 2019).
- Pulsera E4: un dispositivo portátil de grado médico de pulsera para la adquisición y visualización de datos fisiológicos en tiempo real, que permite a los investigadores realizar análisis de datos en profundidad (C. McCarthy, 2016).
- Zephyr Performance Systems: mide seis entradas clave que informan sobre más de 20 datos biométricos. Es una tecnología portátil construida sobre ropa hecha para desafíos deportivos (G. Nazari, 2018).
- Checkme Lite: un monitor para medir, monitorear, revisar y almacenar tres parámetros fisiológicos en el hogar: ECG, saturación de oxígeno por pulso (SpO2) y variación de la presión arterial (J. B. Drzazga, 2018).
- BITalino: un conjunto de herramientas de hardware y software que ha sido diseñado específicamente para hacer frente a los requisitos de las señales corporales (H. P. Da Silva, 2014).

Se puede ver una comparación más exhaustiva en la revisión de Sumit Majumder (S. Majumder, 2017).

Por lo general, los dispositivos para registrar estas señales son costosos y no se pueden llevar puestos, lo que dificulta en muchos casos realizar tareas de rehabilitación de una manera sencilla y cómoda tanto para el sujeto como para el terapeuta. Entonces, ¿qué hace que un dispositivo sea adecuado para el propósito de la investigación en salud afectiva? (N. Coghlan, 2009).

- Precisión. Los dispositivos deben ser de bajo costo para que sean accesibles para casi cualquier persona sin comprometer la fidelidad de los resultados.
- Se espera que el dispositivo recopile datos de forma continua sin interferir con las tareas diarias del usuario. La plataforma debe ser móvil, cómoda, robusta en lo que respecta al contacto prolongado del sensor y tener una duración de batería suficiente para durar todo el día.
- Conectividad a otros dispositivos, p. Ej. a través de Bluetooth o WiFi.
- Acceso a datos sin procesar para que puedan procesarse después de la grabación sin perder ningún dato de la señal original.

- Fácil de limpiar y desinfectar entre sujetos.

Esta parte del trabajo de la Tesis se centra en el diseño y fabricación de un dispositivo de bajo costo realizado con impresión 3D, haciendo uso de electrónica básica basada en un microcontrolador tipo Arduino, el módulo sensor AD8232 para medir la señal fisiológica ECG y Grove GSR v1.1 para medir el GSR. El microcontrolador integra una solución WiFi Soc que proporciona un rendimiento confiable en el IoT, que se utiliza para la comunicación con la plataforma Thinger.io. Se utiliza una pantalla táctil resistiva Nextion de 3,2 "para la configuración de los parámetros iniciales y visualización en línea de los registros de señales. Hemos llamado a este dispositivo Trazein (marca registrada).

La tercera parte del trabajo se centra en la formalización y validación de un marco teórico para la evaluación del estado psicoemocional, que muestre de forma clara y concisa los aspectos más relevantes que tienen lugar dentro de un entorno de rehabilitación cooperativa entre un sujeto, un operador y un robot. Para ello partimos de tres escenarios, el marco Losey (D. P. Losey, 2018), que introduce el concepto de arbitraje y control compartido, Agarwal (P. Agarwal, 2019) con los diferentes niveles de Feedback y el marco del estándar IEC (International Standard IEC 80601-2-78) (IEC 80601-2-78, 2019) que define a cada una de las entidades participantes y cómo interactúan cada una de ellas con las demás.

Primero definimos ciertos términos para proporcionar una comprensión clara de nuestras observaciones en este contexto. El entorno se refiere a todas las acciones e interrelaciones que ocurren entre la RACA, el usuario y el operador. RACA se refiere al robot médico destinado por su fabricante a realizar rehabilitación, evaluación, compensación o desahogo que incluye una parte accionada aplicada. Se refiere a usuario a toda persona que realiza tareas de rehabilitación con la RACA, asistido o no por un operador. El operador se refiere a cualquier persona calificada para comprender lo que está sucediendo entre el usuario y el RACA para modificar la tarea de rehabilitación para adaptarla a las necesidades del usuario (International Standard IEC 80601-2-78). La asistencia se conoce como la fuerza o torsión aplicada por el dispositivo en la extremidad del usuario que afecta el desempeño del usuario en la tarea. La adaptación se conoce como el cambio continuo y en tiempo real realizado en el nivel de dificultad de la tarea, la asistencia proporcionada por el exoesqueleto o la retroalimentación proporcionada al sujeto durante el entrenamiento (P. Agarwal, 2019).

El feedback se refiere a la cantidad y calidad de información que recibe el usuario sobre la ejecución de la tarea, considerada uno de los aspectos clave en el aprendizaje motor. El feedback consiste en información normalmente presente en el medio ambiente o información generada artificialmente. El feedback intrínseco es proporcionada por el sistema sensorial del individuo y permite al usuario evaluar su propio desempeño (biomecánica, fisiológica). El feedback extrínseco proporciona información adicional que puede estar relacionada con los resultados de una determinada acción o sobre la forma

de ejecutarla. También distinguimos entre la feedback que se da al mismo tiempo que ocurre la acción (concurrente) (visual, auditiva, etc.) y la que ocurre al final (terminal) (puntuación). También es importante diferenciar entre dos referencias de feedback: feedback del controlador y feedback del usuario. En el contexto de la rehabilitación con robots se distingue entre el feedback del controlador y la información que se le da al paciente relacionada con el aprendizaje motor. Para el primer concepto se utiliza el término controller feedback y es la información que se le da al RACA como una señal de entrada para mejorar la Adaptación de asistencia. Para el segundo se utiliza el término user feedback. En nuestro trabajo, como se describe más adelante, no se hará distinción entre ambos términos, y se considerará un único feedback como el resultado de todos los eventos que ocurren durante la rehabilitación. Las instrucciones que le proporciona el operador al paciente no se considera feedback al no causar un efecto directo en la tarea de rehabilitación, y se considera un input previo a la ejecución de la misma. A este tipo de información le llamamos “conocimiento de la situación de partida”.

El engagement se refiere al compromiso voluntario del usuario con el éxito de la tarea, y es un elemento crucial en la adquisición de cambios en la actividad o comportamiento que forma parte de la personalidad del usuario y responde a factores externos, jugando un papel importante en el aprendizaje motor. La repetición efectiva de una tarea ocurre porque la activación es voluntaria, participativa, intensiva e intencional, que es el resultado del compromiso del usuario. Una ejecución pasiva o automática es ineficaz para el éxito del aprendizaje motor.

Se define robot médico como tipo de robot de servicio profesional que se utiliza dentro y fuera de los entornos hospitalarios para mejorar el nivel general de atención al paciente. Facilitan la carga de trabajo del personal médico, lo que les permite dedicar más tiempo al cuidado directo de los pacientes, al tiempo que crean importantes eficiencias operativas y reducciones de costos para las instalaciones de atención médica. De esta manera, en el contexto de este trabajo, se deja fuera de la definición de robot médico tanto al paciente como al hmi.

La interfaz se define como un sistema que traduce "señales fisiológicas y biomecánicas en nuevos tipos de salidas" que, a su vez, pueden modificar o cambiar las interacciones en curso entre el usuario y su entorno interno o externo. Según el diagrama de bloques diferenciamos dos interfaces diferentes: Interfaz hombre-máquina (HMI) e Interfaz de usuario. La HMI permite que el operador interactúe con el RACA mientras que la interfaz de usuario proporciona información al paciente y muestra las tareas de rehabilitación.

Por un lado asumimos que el RACA no comete errores que afecten en modo alguno el normal desarrollo de la terapia rehabilitadora. Por otro lado, tanto el usuario como el operador cometen errores en las distintas etapas de la terapia debido a la condición humana, es decir, tanto en la percepción del feedback como en la ejecución de las

acciones. La adaptación dinámica de la retroalimentación para el reaprendizaje del motor también depende de la corrección de los errores del usuario (citas).

El entorno de entrenamiento contiene un sujeto humano que realiza una tarea utilizando un dispositivo robótico con algún tipo de retroalimentación. La información de retroalimentación se presenta en tres formas diferentes: Biomecánica (fuerzas y momentos de torsión ejercidos, velocidades, etc), Fisiológica (para biorretroalimentación y control biocooperativo) y Ejecución (puntuaciones, trayectorias, objetos en el entorno virtual, etc). La información de retroalimentación biomecánica se utiliza para la adaptación de asistencia para proporcionar una guía háptica o entrenamiento de aumento de errores mientras se realiza una transición suave entre los dos según el nivel de habilidad del sujeto. La información de retroalimentación fisiológica se utiliza para la retroalimentación y la adaptación de la asistencia con el fin de mejorar ciertos parámetros de la tarea que pueden ser visuales, auditivos, puntuación de la tarea, etc., siendo así una interfaz multimodal. Asimismo, el operador tiene acceso a esta información para corregir los aspectos que estime necesarios, tanto en el Usuario como en la RACA. Dado que la adaptación se conoce como el cambio continuo que se realiza en el nivel de dificultad de la tarea, la Ejecución de Retroalimentación proporciona información de cómo el usuario está desarrollando la tarea o mejorando sus habilidades, por lo que se utiliza para la Adaptación de la Tarea (justificarlo) que se encarga de adaptando la tarea de rehabilitación del sujeto o cambiándola por otra que permita un mejor desarrollo de sus habilidades.

Por lo tanto, describimos 3 dimensiones de la retroalimentación: adaptación de tareas, adaptación de retroalimentación y adaptación de asistencia. Entendemos que el Feedback es el resultado de todos los eventos que ocurren durante la rehabilitación y de cómo actúan los diferentes agentes en cada caso, por lo que es responsabilidad de todo el entorno y no solo del RACA como lo describe Losey (D. P. Losey, 2018).

Como resultado de la Adaptación de la Retroalimentación y la Adaptación de la Tarea, se puede observar la variabilidad del compromiso que tiene el Usuario con respecto a la Tarea. Existen tres sub-etapas que corresponden únicamente al Usuario, que son: Percepción, Cognición y Acción. Detrás del bloque Cognición se encuentra la actividad o intención intencional del Usuario que posteriormente ejecuta en el bloque Acción, la cual es observada y medida por el Operador y que a su vez constituye una fuerza de interacción con el RACA y una posición compartida, lo que da lugar a lo que se conoce como control compartido. El control compartido es descrito por Losey [60], quien introdujo el concepto basado en la detección de la intención, descrito como la necesidad del robot de tener conocimiento de algún aspecto de la acción humana planificada para ayudar a lograr la acción. De esta manera, el robot tiene conocimiento tanto de los objetivos humanos como de las intenciones humanas, conocidos a partir de las señales fisiológicas y los sensores de fuerza / par, que hemos descrito como los diferentes tipos de retroalimentación.

También resultado de la acción realizada por el actuador RACA que constituye una fuerza de interacción y posición compartida con el Usuario, es la Tarea Ejecutada. El resultado de la Tarea Ejecutada llega al controlador RACA para realizar posteriormente la medida de desempeño y que dará lugar a un nuevo ciclo en el desarrollo de la tarea de rehabilitación, generando nueva retroalimentación. Cabe decir que el Operador tiene la capacidad de realizar un control de entrada de señal en el controlador para intervenir en la tarea ejecutada como resultado de la observación del usuario de las medidas y movimientos obtenidos a partir de las medidas de desempeño.

Con el enfoque propuesto de este marco, se pueden cambiar diferentes niveles de retroalimentación sin cambiar el tipo de tarea o sin tener que adaptar la tarea, por lo tanto, estos niveles no son ortogonales para mejorar u optimizar la participación del sujeto durante una terapia.

Este marco teórico se experimentará con sujetos sanos en un entorno de rehabilitación controlado, de manera que se obtenga una batería de resultados que validen la formulación del mismo y se puedan contrastar con los obtenidos en la primera parte del trabajo de esta Tesis. También se compararán los resultados obtenidos a partir del registro de señales fisiológicas utilizando un dispositivo biomédico como es el Biopack MP150 y el dispositivo diseñado y desarrollado en el presente trabajo de investigación.

1.2 Descripción del problema y justificación del tema de Tesis

Una vez introducido el tema de investigación, se hace necesario enunciar la descripción del problema a resolver, así como la justificación de la temática. Se estima que dos tercios de las personas que han sufrido un accidente cerebrovascular (ACV) tienen secuelas que condicionan su calidad de vida. La rehabilitación del ACV es un proceso complejo, que requiere de un equipo multidisciplinario de profesionales especializados (médicos, kinesiólogos, enfermeros, terapeutas ocupacionales, fonoaudiólogos, neuropsicólogos y nutricionistas). Actualmente, las prácticas en rehabilitación con robots y terapias de realidad virtual no contemplan la evaluación de complejidad de los escenarios, ni cómo esta complejidad puede afectar a los sujetos durante la realización de los ejercicios. La primera parte de la Tesis se centrará en ello, para tratar de determinar mediante un experimento científico el grado de influencia que pueden tener distintos escenarios en el estado psico-emocional de los sujetos. Se abordará a partir de las señales fisiológicas registradas y procesadas para un posterior análisis matemático. Los indicadores obtenidos permitirán discernir si un escenario complejo, con mayor carga visual que otro puede afectar en los sujetos y por ende comprometer una correcta ejecución de las tareas de rehabilitación.

La segunda parte del problema se centra en los dispositivos que actualmente se utilizan para poder medir, registrar y almacenar señales fisiológicas durante este tipo de terapias de rehabilitación motora. Se investigará en el diseño, sensores de mercado, plataformas

abiertas en la web y materiales y procesos de manufactura para construir un dispositivo desde cero que permita abordar el problema. Se elaborarán los planos en CATIA y se utilizarán materiales biomédicos, compatibles con el contacto humano de la piel. La electrónica será comercial y de bajo coste, buscando fabricar un dispositivo open source replicable, de modo que cualquier persona con acceso a una impresora 3D sea capaz gracias al mercado libre de poder fabricar su propio dispositivo.

La última parte del problema aborda la necesidad de un marco que regule la interacción entre sujeto-robot-terapeuta. Los marcos teóricos actuales (D. P. Losey, 2018; P. Agarwal, 2019), no contemplan determinados elementos que consideramos importantes, como por ejemplo el terapeuta y su relación con el paciente o el RACA. Este marco pretende unificar conceptos importantes tratados en los marcos anteriores, ampliando las entidades que participan en una tarea de rehabilitación y estableciendo de qué manera deben de relacionarse entre ellas para lograr unos mejores resultados en la ejecución adaptando dinámicamente el feedback de la terapia. Se tendrá presente en todo momento las indicaciones establecidas en la normativa IEC (International Standard IEC 80601-2-78).

1.3 Objetivos de la investigación

Esta investigación pretende alcanzar el siguiente objetivo general y los consecuentes objetivos específicos.

El objetivo general es la determinación del estado psicoemocional de sujetos durante la realización de terapias de rehabilitación para adaptar de manera dinámica el feedback de la tarea y mejorar la experiencia de los pacientes.

Este objetivo general se alcanzará a partir de los siguientes objetivos específicos:

- Desarrollar nuevas terapias virtuales (RGS) que permitan medir la carga cognitiva de los sujetos en diferentes entornos de rehabilitación
- Desarrollar un protocolo de actuación para el registro y lectura de señales fisiológicas durante las terapias y su posterior procesamiento y almacenamiento.
- Realizar un estudio en 50 sujetos sanos siguiendo el protocolo de actuación, en un ambiente controlado y bajo las mismas pautas.
- Diseño y desarrollo de un dispositivo electrónico para el registro de señales fisiológicas de bajo coste, conectado a una aplicación web para el almacenamiento en una base de datos de los datos de los pacientes.
- Elaboración de un nuevo marco teórico para tareas de rehabilitación que integre las relaciones entre el RACA, paciente y terapeuta.

Capítulo 2. Marco normativo - referencial

2.1 Marco normativo

Podemos definir la robótica como el campo de aplicación de dispositivos electrónicos programados y diseñados para realizar funciones que imitan a las humanas (M. Zhang, 2013). En el caso de un robot terapéutico, lo que tenemos es un sistema capaz de detectar los movimientos del paciente y que es capaz de procesar y emplear esta información para el ajuste de parámetros y proveer de feedback tanto visual como sensitivo (R. A. Cooper, 2008). Son dispositivos no invasivos, de fácil control y que no presentan en sí un riesgo para el paciente, asegurando una buena efectividad en el tratamiento (M. Zhang, 2013). A medida que aumenta el transcurso de los años, las investigaciones en este campo han determinado que el uso y beneficio de robots en tareas de rehabilitación ha crecido notablemente, gracias en buena medida a las nuevas estrategias de control y a los desarrollos más sofisticados (H. I. Krebs, 2013).

Hay estudios que afirman que la base de la rehabilitación con robots consiste en la estimulación de la neuroplasticidad gracias al establecimiento de objetivos (W. H. Chang, 2013), así como el uso de prácticas de alta intensidad, terapias multidisciplinarias y tareas de rehabilitación específicas según los miembros a rehabilitar. Desde el punto de vista de la aceptación que el uso de robots tiene en los pacientes durante tareas de rehabilitación, un estudio (S. Mazzoleni, 2014) determinó en un experimento con 34 pacientes que los sujetos experimentaban una notable mejoría con respecto a las terapias convencionales. Para ello, se les evaluó a través de un cuestionario tipo Likert donde entraban en juego cuestiones como la aceptación del uso de robots en las terapias (teniendo en cuenta que las personas de avanzada edad no aceptan de un modo sencillo esta tecnología), la comodidad, la presencia o ausencia de dolor, cansancio y disfrute de la terapia. En sus conclusiones determina que es necesario explicar detalladamente los procedimientos, beneficios y cualquier otro tipo de información relevante al sujeto antes de iniciar la terapia.

El uso de robots en tareas de rehabilitación tiene el potencial de incrementar la cantidad de actividad física individual, así como la motivación por la terapia y la calidad de la asistencia durante el ejercicio (R. A. Cooper, 2008), pero también ofrecen la posibilidad de configurar las terapias a medida mediante la simulación de actividades específicas (L. Marchal-Crespo, 2009). No obstante, a día de hoy no se puede afirmar que la eficacia de una terapia de rehabilitación con robots sea superior a una terapia de rehabilitación convencional. Se entiende que el objetivo último no es el reemplazar al terapeuta físico/ocupacional, sino complementar y facilitar su trabajo para lograr una rehabilitación óptima de los pacientes.

A pesar de no existir evidencias de que los resultados obtenidos en pacientes en rehabilitación con robots sean superiores a los obtenidos con una terapia convencional, sí se ha comprobado que disminuye el esfuerzo, la necesidad de emplear otros recursos

humanos y la optimización del tiempo en las terapias (I. Díaz, 2011). Entre las ventajas que ofrece la rehabilitación robótica podemos destacar: reproducibilidad en las tareas (A. Mayr, 2007), tareas orientadas a grupos musculares específicos, progresión de la terapia cuantificada y simulación de entornos de rehabilitación (R. A. Cooper, 2008). Además, se pueden destacar los siguientes beneficios: incremento de la fuerza de los pacientes, mejora de la coordinación de los movimientos y del tono muscular, disminución de la energía empleada en las terapias y mayor independencia funcional (P. Duncan, 2003; N. Gebruers, 2010; P. Kluding, 2009; F. M. Ivey, 2008).

No obstante, no todos los estudios hasta el momento están enfocados a resaltar los beneficios del uso de la robótica en terapias de rehabilitación. Un ejemplo lo encontramos en el estudio de Krewer (A. Mayr, 2007), sobre la influencia de las diferentes condiciones de Lokomat al andar y la energía empleada, donde se demostró que cuando el paciente es totalmente pasivo la terapia no ofrece ninguna utilidad. Otro estudio en el que se comparan distintos trabajos de rehabilitación robótica de marcha en pacientes crónicos, se encuentra variabilidad en la eficacia al comparar la rehabilitación robótica con la tradicional siendo en algunos casos menos efectiva la primera de ellas si no se combina con la segunda (W. H. Chang, 2013). Nos encontramos en la misma situación cuando revisamos la literatura en el campo de la rehabilitación de miembro superior: cuando se combina la rehabilitación robótica con las terapias convencionales hay mayor efectividad en la función del miembro torácico y en las actividades de la vida diaria (W. H. Chang, 2013). Otro análisis interesante es el que muestra que cuando se comparan una terapia de rehabilitación convencional de alta intensidad y duración con otra robótica, no se observan diferencias en cuanto a recuperación motora, actividades de la vida diaria, control motor y fuerza.

El estándar que regula el equipamiento eléctrico médico es el IEC 80601-2-78, un estándar internacional bajo el título: Medical electrical equipment – Part 2-78: Particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation. Este documento es el resultado del trabajo que comenzó en ISO / TC 184 / SC 2 / WG 7 en octubre de 2006 en

ROBOTS de cuidado personal, para abordar un tipo emergente de ROBOT MÉDICO que se usaba fuera de un entorno industrial. Ese grupo estaba trabajando en una nueva norma, ISO 13482, que se publicó como Norma Internacional (IS) en 2014. Aunque inicialmente se centró en aplicaciones médicas, el GT 7 reconoció que era necesario trabajar en dispositivos médicos que utilizaran tecnología robótica. En octubre de 2009, ISO / TC 184 / SC 2 estableció un GT 7, Grupo de estudio (SG) sobre robots de atención médica, compuesto por expertos de Canadá, Francia, Alemania, Japón, Corea, Rumania, Suiza, Reino Unido y Estados Unidos.

La normativa de aplicabilidad y que regula el estándar IEC 80601-2-78 es la siguiente:

- ISO 13482:2014, Robots and robotic devices – Safety requirements for personal care robots

- IEC TR 60601-4-1:2017, Medical electrical equipment – Part 4-1: Guidance and interpretation – Medical electrical equipment and medical electrical systems employing a degree of autonomy
- ISO 8373:2012, Robots and robotic devices – Vocabulary
- ISO 9999:2016, Assistive products for persons with disability – Classification and terminology
- ISO 10535:2006, Hoists for the transfer of disabled persons – Requirements and test methods
- IEC 60601-1-2:2007, Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests
- IEC Guide 109:2012, Environmental aspects – Inclusion in electrotechnical product standards
- ISO 7176 (all parts), Wheelchairs
- IEC 60601-2-33, Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for
- the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis
- ISO 10218-1:2011, Robots and robotic devices — Safety requirements for industrial robots — Part 1: Robots
- IEC 60601-1-9:2007, Medical electrical equipment – Part 1-9: General requirements for
- basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for environmentally conscious design
- IEC 60601-1-9:2007/AMD1:2013
- IEC 61924-2:2012, Maritime navigation and radiocommunication equipment and systems – Integrated navigation systems – Part 2: Modular structure for INS – Operational and performance requirements, methods of testing and required test Results
- IEC TR 62366-2:2016, Medical devices – Part 2: Guidance on the application of usability engineering to medical devices
- ISO 11064-7:2006, Ergonomic design of control centres – Part 7: Principles for the evaluation of control centres

Se define RACA en el apartado 201.3.212 “REHABILITATION, ASSESSMENT, COMPENSATION AND ALLEVIATION ROBOT” como: medical robot intended by its manufacturer to perform rehabilitation, assessment, compensation or alleviation comprising an actuated applied part. Más adelante en este capítulo se volverá al estándar IEC cuando nos centremos en la tercera parte de la investigación relacionada con el planteamiento del novedoso marco teórico de rehabilitación propuesto. En cuanto a la parte de la investigación relacionada con el desarrollo de un dispositivo portátil de lectura y registro de señales fisiológicas para uso en rehabilitación de miembro superior en pacientes, hay que mencionar que para que el uso en pacientes sea posible es necesario que cumpla con la certificación ISO 10993-1, la cual garantiza que es biocompatible con

el cuerpo humano. La normativa de referencia a tener en cuenta para la fabricación del dispositivo es la siguiente (IEC 80601-2-78, 2019; WHO, 2017).

- ISO 10993-2, Biological evaluation of medical devices — Part 2: Animal welfare requirements
- ISO 10993-3, Biological evaluation of medical devices — Part 3: Tests for genotoxicity, carcinogenicity and reproductive toxicity
- ISO 10993-4, Biological evaluation of medical devices — Part 4: Selection of tests for interaction with blood
- ISO 10993-5, Biological evaluation of medical devices — Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity
- ISO 10993-6, Biological evaluation of medical devices — Part 6: Tests for local effects after implantation
- ISO 10993-7, Biological evaluation of medical devices — Part 7: Ethylene oxide sterilization residuals
- ISO 10993-9, Biological evaluation of medical devices — Part 9: Framework for identification and quantification of potential degradation products
- ISO 10993-10, Biological evaluation of medical devices — Part 10: Tests for irritation and skin sensitization
- ISO 10993-11, Biological evaluation of medical devices — Part 11: Tests for systemic toxicity
- ISO 10993-12, Biological evaluation of medical devices — Part 12: Sample preparation and reference materials
- ISO 10993-13, Biological evaluation of medical devices — Part 13: Identification and quantification of degradation products from polymeric medical devices
- ISO 10993-14, Biological evaluation of medical devices — Part 14: Identification and quantification of degradation products from ceramics
- ISO 10993-15, Biological evaluation of medical devices — Part 15: Identification and quantification of degradation products from metals and alloys
- ISO 10993-16, Biological evaluation of medical devices — Part 16: Toxicokinetic study design for degradation products and leachables
- ISO 10993-17, Biological evaluation of medical devices — Part 17: Establishment of allowable limits for leachable substances
- ISO 10993-18:2005, Biological evaluation of medical devices — Part 18: Chemical characterization of materials
- ISO/TS 10993-19, Biological evaluation of medical devices — Part 19: Physico-chemical, morphological and topographical characterization of materials
- ISO/TS 10993-20, Biological evaluation of medical devices — Part 20: Principles and methods for immunotoxicology testing of medical devices
- ISO 14971, Medical Devices — Application of risk management to medical devices

La normativa define, además, un **dispositivo médico** como: cualquier instrumento, aparato, implemento, máquina, aparato, implante, reactivo in vitro o calibrador, software, material u otro artículo similar o relacionado, destinado por el fabricante para ser utilizado, solo o en combinación, para los seres humanos para uno o más de los fines específicos de:

- diagnóstico, prevención, seguimiento, tratamiento o alivio de enfermedades,
- diagnóstico, seguimiento, tratamiento, alivio o compensación de una lesión,
- investigación, sustitución, modificación o apoyo de la anatomía o de un proceso fisiológico,
- apoyar o sostener la vida,
- control de la concepción,
- desinfección de productos sanitarios,
- proporcionar información con fines médicos mediante el examen in vitro de muestras derivadas del cuerpo humano, y que no logra su acción principal prevista en o sobre el cuerpo humano mediante fármacos, medios inmunológicos o metabólicos, pero que pueden ser asistidos en su función por tales medios.
-

Productos que podrían considerarse dispositivos médicos en algunas jurisdicciones pero para los que aún no existe un enfoque armonizado, son:

- 1) ayudas para personas discapacitadas;
- 2) dispositivos para el tratamiento / diagnóstico de enfermedades y lesiones en animales;
- 3) accesorios para dispositivos médicos (ver Nota 4);
- 4) sustancias desinfectantes;
- 5) dispositivos que incorporan tejidos animales y humanos, que podrían cumplir los requisitos de la definición anterior, pero están sujetos a diferentes controles.

Los accesorios *diseñados específicamente* por los fabricantes para ser utilizados junto con un dispositivo médico "principal" para permitir que el dispositivo médico logre su propósito previsto, debe estar sujeto a la norma ISO 10993. La norma define así mismo, material como cualquier polímero, metal, aleación, cerámica u otra sustancia no viable sintética o natural, incluido el tejido convertido en inviable, utilizado como dispositivo médico o cualquier parte del mismo. Define producto final como dispositivo médico en su estado "tal como se usa", según lo definido por la especificación o el etiquetado del fabricante. Se categoriza el tipo de dispositivo médico según la naturaleza de su contacto con el cuerpo humano en: Dispositivos de contacto con la superficie, dispositivos de comunicación externos, dispositivos de implantes. Nuestro caso aplica al tipo de dispositivo de contacto con la superficie, tipología que a su vez está dividida en:

a) Piel

- dispositivos que entran en contacto con superficies cutáneas intactas únicamente. *EJEMPLOS: Electrodo, prótesis externas, cintas de fijación, vendajes compresivos y monitores de varios tipos.*

b) Membranas mucosas

- dispositivos que entran en contacto con las membranas mucosas intactas. *EJEMPLOS: Lentes de contacto, catéteres urinarios, dispositivos intravaginales e intra-intestinales (tubos de estómago, sigmoidoscopios, colonoscopios,*

gastroskopios), tubos endotraqueales, broncoskopios, algunas prótesis dentales y dispositivos de ortodoncia

c) Superficies rotas o comprometidas

- dispositivos que entren en contacto con superficies corporales dañadas o comprometidas. *EJEMPLOS: Apósitos o dispositivos de cicatrización y parches oclusivos para úlceras, quemaduras y tejido de granulación.*

Además, se define **equipo biomédico** como: Dispositivo médico operacional y funcional que reúne sistemas y subsistemas eléctricos, electrónicos o hidráulicos, incluidos los programas informáticos que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser usado en seres humanos con fines de prevención, diagnóstico, tratamiento o rehabilitación. No constituyen equipo biomédico, aquellos dispositivos médicos implantados en el ser humano o aquellos destinados para un sólo uso.

Se define **equipo biomédico prototipo** como aquel que incluye todos aquellos que se encuentran en fase de experimentación que aún no se han empleado en la prestación de servicios o en demostraciones y que no cuentan con el certificado de venta libre expedido por el organismo nacional competente o su homólogo en el país de origen. De esta manera, nuestro dispositivo no quedaría categorizado como dispositivo médico al no poder encajarse en la definición como tal del mismo a día de hoy, aunque al considerarse como un accesorio diseñado específicamente para ser utilizado junto con un dispositivo médico "principal", para permitir que el dispositivo médico logre su propósito previsto, debe estar sujeto a la norma ISO 10993. Por tanto, lo consideramos como un dispositivo biomédico prototipo según la Figura 1.

2.2 Conocimiento desarrollado sobre el tema de estudio

Los preámbulos de investigación de la Tesis dieron comienzo en el año 2016, programando tareas de rehabilitación para miembro superior en la plataforma E2Rebot en el Centro tecnológico Fundación Cartif. Las tareas (o terapias virtuales) desarrolladas son los Serious Games utilizados en la primera parte de la investigación para evaluar el impacto que tiene en un sujeto la realización de los mismos ejercicios de rehabilitación con diferentes tipos de escenarios virtuales. Estas terapias virtuales están desarrolladas en C# y programadas en la plataforma .Net de Visual Studio de Microsoft. Esta plataforma es en la que se basan otro tipo de entornos virtuales, como los videojuegos de Xbox. No se desarrollaron únicamente los entornos virtuales, si no los esfuerzos que tiene que hacer la plataforma E2Rebot para conseguir ejercitar de la manera adecuada los miembros afectados de los pacientes.

Se programó así mismo la asistencia del robot, adecuando el grado de la misma a la dificultad de la tarea. Esto es, en función de las puntuaciones obtenidas por el paciente, se consigue ir pasando de nivel cada vez a uno superior (en el caso de que mejore) o inferior (en el caso de que empeore) con un mayor o menor grado de asistencia en el movimiento por parte de la plataforma robótica respectivamente. La asistencia tiene distintos grados de fuerza, en función de lo cerca o lejos que está el sujeto de alcanzar el objetivo en el juego. En el momento de comenzar el movimiento el grado de asistencia

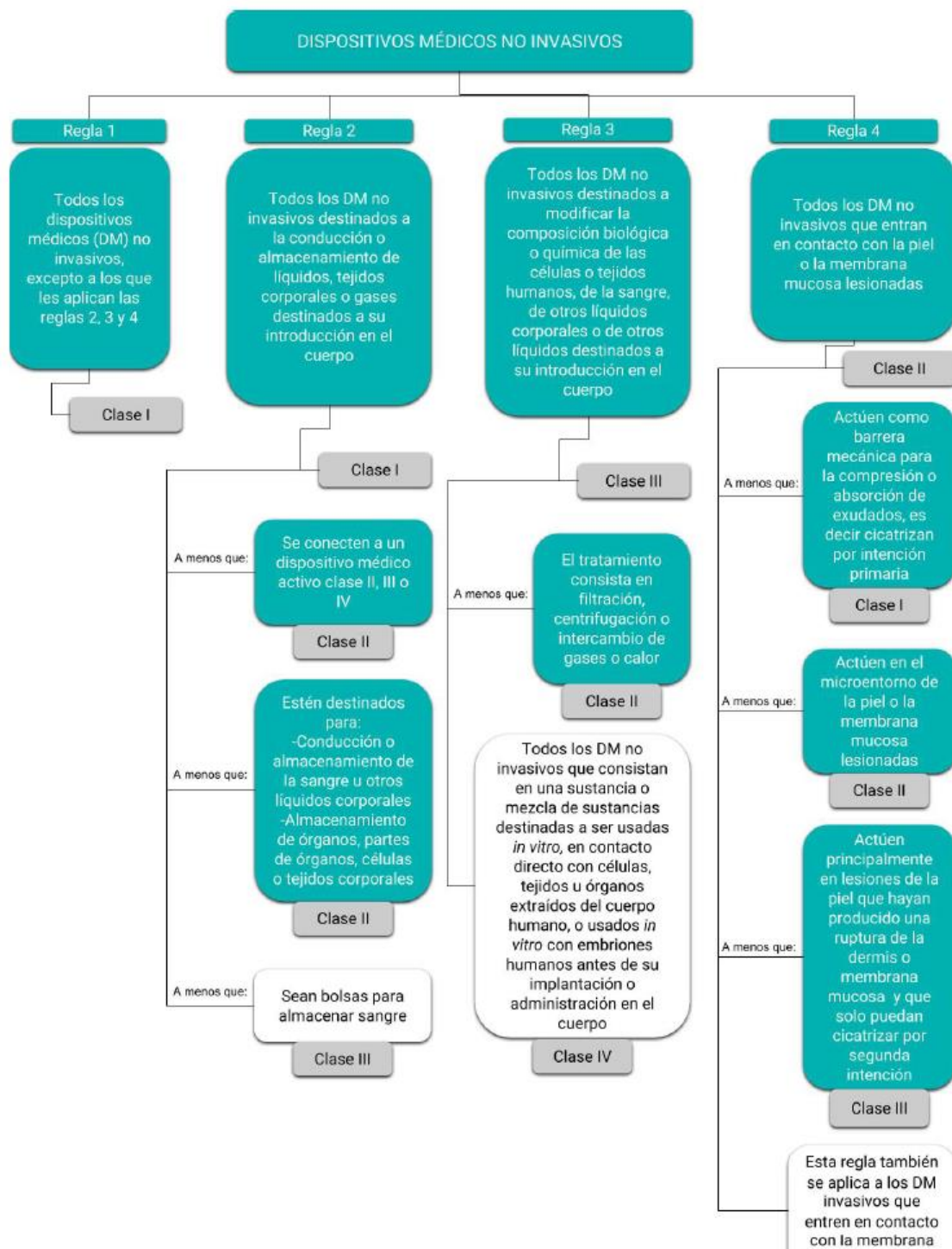


Figura 1 Tipos de dispositivos médico según ISO10993

es mayor para que el paciente pueda iniciar la trayectoria con menor esfuerzo, al tiempo que cuando está a punto de alcanzar el objetivo la asistencia prácticamente desaparece para que entre en juego la motivación del sujeto en poder finalizar la terapia de manera óptima. Por último se programó el feedback o respuesta del sistema al paciente durante el desempeño de las tareas de rehabilitación. Este feedback es de dos tipos, extrínseco e intrínseco. El feedback extrínseco viene dado por la información relacionada con el movimiento que proporciona el entorno, como la puntuación obtenida tras la ejecución de los movimientos, los sonidos que se emiten durante la terapia al lograr alcanzar o no con éxito los objetivos, etc. Por otro lado, el feedback intrínseco viene dado por la respuesta háptica del robot durante el ejercicio, ya que hace referencia a la información sensorial o perceptual que obtiene una persona en la ejecución del movimiento. Entendemos por háptica la definición de Herbert Read, toda aquella sensación no visual o auditiva que experimenta un individuo.

Como se verá más adelante, para la lectura y registro de las señales fisiológicas de los pacientes durante la experimentación con E2Rebot se utilizó el hardware BiopacMP100. Dicho hardware es el objeto de investigación en el que se centra la Tesis en esta segunda parte, buscando desarrollar un nuevo hardware que permita realizar de manera precisa las mismas mediciones, de manera mucho más compacta y con conectividad a un servidor en la nube donde poder almacenar todos los datos.

En la actualidad prácticamente todos los dispositivos que permiten realizar una monitorización del estado físico de las personas son de tipo wearable, por lo tanto esta parte de la investigación se centra en ser capaces de desarrollar un dispositivo que albergue toda la electrónica del MP100 en una escala 1:10, y que además sea replicable fácilmente para que cualquier persona pueda tener acceso a ello, dado que el Biopack MP100 tiene un elevado coste y una curva de aprendizaje lenta y en ocasiones, difícil para una persona sin conocimientos en la materia. Para el diseño del prototipo se utilizó el software de ingeniería Catia, donde se diseñaron cada una de las partes de tal manera que el ensamblado de las mismas no requiera de herramientas ni elementos adicionales. Para permitir una manufactura accesible a cualquier persona, se decidió adecuar el diseño del mismo a la impresión 3D. Para ello se aprendió a configurar, utilizar y depurar una impresora 3D de filamento, y se optimizaron tanto el diseño como la configuración de los parámetros de impresión.

A la hora de configurar la electrónica del dispositivo, se utilizó un microprocesador comercial programable en C y un HMI comercial táctil y programable en lenguaje propio. El hmi cuenta así mismo con su propia interfaz de programación para Windows, con lo que se tuvo que aprender tanto este lenguaje como la pasarela de comunicación entre el hmi y el microprocesador que gobierna la electrónica de lectura y registro de señales fisiológicas. Además, se tuvo que desarrollar un servidor en la nube para el

almacenamiento de los datos y su posterior exportación. Como se verá más adelante, uno de los puntos más importantes es que esta exportación se realice en un fichero .txt o .csv para su posterior tratamiento con Matlab. Este tratamiento de datos consiste en una serie de filtros y algoritmos programados como scripts en .mat que se desarrollaron desde cero y se basaron en la bibliografía disponible a este respecto.

La última parte de la investigación de la Tesis centrada en el marco teórico referencial para rehabilitación de pacientes con un RACA y un terapeuta precisó ampliar conocimientos en cuanto a términos, normativa del estándar IEC y la bibliografía existente que trata marcos similares en los que se introducen conceptos muy novedosos como arbitrariedad, control compartido, entorno de rehabilitación o los distintos tipos de feedback existentes. Se han unificado todos estos términos y definido las reglas teóricas que rigen nuestro marco teórico y que creemos que puede sentar las bases para la experimentación con robótica de rehabilitación en pacientes con movilidad reducida.

Capítulo 3. Estado del arte

3.1 Revisión del estado del arte en cuanto a la determinación del estado psico-emocional.

3.1.1 Tecnologías Emergentes en la Rehabilitación de la Lesión Cerebral Adquirida: Aplicaciones de la Realidad Virtual y la Robótica Interactiva

La lesión cerebral adquirida (LCA) es un daño cerebral que ocurre después del nacimiento y no está relacionado con una enfermedad congénita o degenerativa. Estas deficiencias pueden ser temporales o permanentes y causar discapacidad parcial o funcional o desajuste psicosocial (Organización Mundial de la Salud, 1996). Aproximadamente el 40% de las personas con LCA traumática o no traumática pueden regresar al trabajo después de 1 o 2 años. Entre aquellos con lesión cerebral traumática adquirida, una proporción sustancial de los sujetos no pudieron regresar a su trabajo anterior o no pudieron regresar permanentemente (J. M. van Velzen, 2009). Las pruebas de las revisiones sistemáticas demuestran que la rehabilitación multidisciplinaria es eficaz en la población con accidente cerebrovascular (Lynne Turner - Stokes, 2005).

Por lo tanto, ha sido importante aprovechar los enfoques de evaluación en la rehabilitación mediante el uso de tecnologías actuales y emergentes, incluida la realidad virtual (VR) (Nick Mumford 2009). El uso de la tecnología de realidad virtual en las áreas de rehabilitación y terapia continúa creciendo, y se reportan resultados alentadores para aplicaciones que abordan el funcionamiento físico, cognitivo y psicológico humano (Albert Rizzo, 2006). Sin embargo, quedan una serie de cuestiones importantes que deben abordarse para determinar con qué amplitud se debe aplicar la intervención basada en la RV, y las características del usuario y de la plataforma que pueden ser importantes cuando se utiliza la RV en entornos clínicos (Debbie Rand, 2006).

Los movimientos repetitivos orientados a la tarea pueden mejorar la fuerza muscular y la coordinación del movimiento en pacientes con deficiencias debido a lesiones neurológicas (R. Riener, 2005). Los robots pueden apoyar la terapia de movimiento de las extremidades inferiores y superiores. Se pueden distinguir dos grupos de ayudas robóticas. En primer lugar, existen sistemas terapéuticos que se utilizan principalmente en un entorno clínico, por lo que son compartidos por varios pacientes. El segundo grupo incluye sistemas de uso doméstico que ayudan a un solo paciente en las actividades de la vida diaria (T. Nef, 2005). Por un lado, las ayudas robóticas tienen unos requisitos clínicos, divididos en aspectos psicológicos, médicos y ergonómicos. Por otro lado, los sistemas se ordenan según el grado de actividad (sistemas pasivos, activos, interactivos) y el número de DOF (G. Colombo, 2005). En términos de robots de rehabilitación de miembros superiores con un solo DOF, uno de los primeros sistemas de rehabilitación robóticos

interactivos fue el 'rehabilitador mano-objeto-mano' (LUM et al., 1993). Otro dispositivo interactivo es el entrenador de brazos desarrollado por HESSE et al. (2003). Aquí, el paciente tiene las articulaciones del codo flexionadas en aproximadamente 90°. Ejemplos de sistemas interactivos multi-DOF son el háptico maestro, un robot de tres DOF diseñado como pantalla háptica (VANDER LINDE et al., 2002). Los sensores de fuerza y posición se implementan dentro del robot.

El apoyo interactivo para los movimientos del paciente se habilita mediante estrategias de control de admisión. El sistema ha sido diseñado para la rehabilitación de pacientes con accidente cerebrovascular (CooTE et al., 2002). Uno de los robots de terapia de brazos más avanzados y de uso común es el MIT-Manus (HOGAN et al., 1995; KREBS et al., 1998). Las instrucciones de movimiento visual vienen dadas por una pantalla gráfica. Hasta ahora se han publicado resultados clínicos de más de 100 pacientes con accidente cerebrovascular. ARMin es otro sistema de robot de rehabilitación que se está desarrollando actualmente en la Universidad Federal de Tecnología de Suiza (ETH). El robot se fija a la pared, con el paciente sentado debajo. La parte distal está caracterizada por una estructura de exoesqueleto, con el brazo del paciente colocado dentro de una concha ortopédica. Otros grupos proponen el uso de dispositivos inicialmente diseñados como pantallas hápticas para aplicaciones de realidad virtual (VR). Uno de esos dispositivos es el 'maestro de Rutgers', que utiliza cuatro actuadores lineales neumáticos para proporcionar retroalimentación de fuerza en los dedos. Otro dispositivo de realidad virtual sugerido para la rehabilitación del movimiento de la mano es el sistema SPIDAR (SEAHAK et al., 1998). Los ejercicios motores en el mundo real se pueden programar fácilmente; la sinergia natural entre el efector final y la extremidad distal (superior) determina la disposición funcional del brazo (Loris P., 2009).

La terapia de asistencia es congruente con la teoría de la integración sensoriomotora que subyace a la estimulación neuromuscular desencadenada por el electromiograma (EMG). Los pacientes inician un movimiento y luego son asistidos para completarlo y, por tanto, reciben una referencia que puede relacionarse con el comando y el movimiento. Una ventaja del robot sobre la neuroestimulación activada por EMG es que los músculos de más de una articulación pueden ser asistidos simultáneamente. Los ensayos posteriores han confirmado beneficios en pacientes agudos y crónicos (Volpe BT, 2000) (Fasoli SE, 2003). Entrenar a los sujetos en una tarea repetidamente en la clínica puede conducir a un mejor desempeño en esa tarea en particular, pero no a ninguna actividad de la vida diaria (AVD) cuando regresan a casa (Krakauer, 2006).

Un estudio que comparó la terapia asistida por robot con la terapia intensiva convencional mostró un beneficio significativamente mayor del robot tanto en las AVD como en las medidas de deterioro (Lum PS, 2002). La idea principal detrás de la realidad virtual es atractiva y plausible, es decir, que puede proporcionar un entorno variado y agradable en el que los pacientes pueden mantener la motivación para practicar durante períodos de tiempo prolongados y prestar atención a componentes específicos de la retroalimentación de errores. En esencia, los pacientes están jugando a un videojuego que premia la recuperación con puntos (John W, 2006).

3.1.2 Integración de Realidad Virtual y Biofeedback en la Rehabilitación Neurofuncional del Miembro Superior

Existe evidencia de que el uso de la realidad virtual y los videojuegos interactivos pueden ser beneficiosos para mejorar la función de las extremidades superiores y la función de las AVD cuando se usan como complemento de la atención habitual (para aumentar el tiempo total de la terapia) o en comparación con la misma dosis de la terapia convencional (Kate E Laver, 2015), (A. Kim, 2017). El principal objetivo de este tipo de rehabilitación utilizando una plataforma robótica con RV sería analizar de forma online las respuestas fisiológicas del paciente humano para introducirlas en el circuito de control para modificar y adaptar la rehabilitación para cada persona. No hay tantos ejemplos de sistemas robóticos de rehabilitación que consideren el estado fisiológico del paciente y el rendimiento motor en el circuito de control (Francisco Javier Badesa, 2016).

Se han propuesto varios sistemas de RV para la rehabilitación de las deficiencias motoras tras un ictus, con especial énfasis en la rehabilitación de la extremidad superior y la mano (Cameirao MS, 2008). Existe una variante de la RV llamada Rehabilitation Gaming Systems (RGS) (Monica S., 2010), un paradigma de neurorrehabilitación basado en la RV para el tratamiento de los déficits motores resultantes de lesiones en el sistema nervioso central que explota los procesos cognitivos que median entre percepción y acción (Duarte Oller, 2009). El RGS rastrea los movimientos de los brazos y los dedos y los asigna a un entorno virtual. El principal razonamiento detrás del escenario de rehabilitación de RGS es la hipótesis de que la ejecución bimanual de acciones orientadas a la tarea combinada con la observación de miembros virtuales que reflejan el movimiento ejecutado o pretendido crean condiciones que facilitan la reorganización funcional de los sistemas motor y pre-motor afectados por el accidente cerebrovascular. (Sergi B., 2010) Una aplicación de la RGS es la rehabilitación de la función sensitivomotora del miembro superior en niños con disfunciones motoras que se basa principalmente en el entrenamiento del movimiento (David Wille, 2009). Investigaciones anteriores han indicado que la visualización de pantallas 3D puede inducir una mayor fatiga visual que la visualización de pantallas 2D. Si la visualización de pantallas en 3D puede evocar respuestas emocionales cuantificables (Chi Jung Kim, 2013).

En este estudio hemos utilizado la plataforma robótica Physiobot para la rehabilitación del miembro superior, que es un enfoque novedoso en la implementación de la estrategia de "asistencia según sea necesario" obteniendo los valores adecuados de la fuerza asistencial, mediante la aplicación de una ley de control que permite modificar la aparente dinámica del manipulador, en lugar de su verdadero comportamiento no lineal, que es un enfoque físicamente no realizable (Juan C. Fraile, 2015). Los niveles de velocidad y fuerza de los estímulos hápticos similares a una caricia pueden provocar diferentes respuestas emocionales, que se pueden identificar a través del análisis de la dinámica del Sistema Nervioso Autónomo (SNA) (M. Nardelli, 2018).

3.1.3 Evaluación del Estado Psicoemocional Mediante Señales Fisiológicas en un Entorno de Rehabilitación Robótica

El rendimiento motor humano, la velocidad y la variabilidad son susceptibles a los estados emocionales (SA Coombes, 2006). Hemos revisado diferentes trabajos en el campo de la psicofisiología para determinar qué señales fisiológicas podrían usarse para caracterizar los estados emocionales (Yoon-Ki Min, 2005). , (Lan Li, 2006), (Hwan Heo, 2010). Nuestra hipótesis es que el “estado psicofisiológico humano” se puede determinar en diferentes escenarios ofrecidos por nuestra plataforma robótica Physiobot con sus propias terapias RGS. Se ha comprobado que se pueden analizar las diferentes señales fisiológicas, electrocardiograma (ECG), resistencia galvánica cutánea (GSR) y temperatura cutánea (SKT), siendo la primera vez que se pueden identificar los estados emocionales y las respuestas del sistema nervioso autónomo. , pero no con el resto de señales (Soon-Cheol Chung, 2005). Otra investigación (Lan Li, 2006) indicó la viabilidad de reconocer las emociones independientes del usuario utilizando señales fisiológicas ECG, GSR y SKT, que pueden usarse para determinar la respuesta fisiológica en la interacción física humano-robot (M. Munih, 2017).

Para ello, hemos realizado un estudio en las instalaciones del Centro Tecnológico de la Fundación Cartif. Con un total de 51 sujetos sanos, se ha trabajado con la plataforma robótica de rehabilitación de miembros superiores, Physiobot, haciendo uso de nuevas terapias RGS. Asimismo, se ha diseñado un protocolo de rehabilitación a medida del paciente, que representa uno de los factores cruciales que influyen en los mecanismos de recuperación motora, como la neuroplasticidad (F. Scotto, 2018). Los apartados restantes muestran cómo se han registrado diferentes señales fisiológicas utilizando el Biopack, medidas y analizadas para intentar determinar el estado psicoemocional de cada paciente durante el desarrollo de las terapias. Los resultados se han contrastado con la clasificación SAM (Self-Assessment Manikin), un sistema estandarizado y aceptado globalmente para la determinación de estados emocionales en personas (B Geethanjali, 2017).

La investigación actual en robótica aplicada a la rehabilitación del miembro superior abarca diferentes áreas principales de estudio. Una primera línea de investigación se focaliza en el control y diseño de robots que faciliten la realización de ejercicios específicos de manera segura y eficaz. Diversos estudios han abordado este campo; por ejemplo, Crea et al. (2013) diseñaron y controlaron un exoesqueleto robótico específico para la rehabilitación de movimientos del brazo, demostrando que es posible controlar eficazmente dispositivos para ejecutar movimientos predeterminados. Otros autores, como Lamercy et al. (2006) y Housman et al. (2009), también han contribuido significativamente en esta área con aportaciones relevantes sobre la efectividad de los robots en tareas de rehabilitación del miembro superior. Otro ámbito relevante es la interacción humano-robot, centrada en el desarrollo de interfaces intuitivas y accesibles para los usuarios, que permitan una comunicación natural y sencilla entre pacientes y robots. Por ejemplo, van den Branden Lambrecht et al. (2018) desarrollaron un exoesqueleto robótico pediátrico, demostrando su utilidad y eficacia en mejorar las

funciones motoras en niños con parálisis cerebral. Otros trabajos han abordado el desarrollo de interfaces naturales mediante tecnologías avanzadas de interacción multimodal (Baltrusaitis et al., 2019; Xie et al., 2020).

En tercer lugar, el desarrollo de métodos y herramientas para la evaluación y medición objetiva durante el proceso rehabilitador constituye otro de los grandes ejes de investigación. Chen et al. (2019), por ejemplo, proponen un sistema robótico adaptativo para la rehabilitación del miembro superior basado en electromiografía y lógica difusa, que permite monitorizar y adaptar los ejercicios en función de la evolución individual del paciente. Otras investigaciones relacionadas con la evaluación cinemática y funcional en rehabilitación, como los trabajos realizados por Zimmermann-Schlatter et al. (2006) y Ferraz et al. (2018), refuerzan esta corriente.

La terapia basada en juegos y entornos virtuales representa otra área prometedora, cuyo objetivo es aumentar la motivación y la implicación del paciente durante las terapias mediante el uso de videojuegos serios y aplicaciones de realidad virtual. Un ejemplo destacado es el estudio realizado por van den Berg et al. (2019), en el que desarrollaron un juego de realidad virtual específicamente diseñado para pacientes crónicos con accidente cerebrovascular, mostrando resultados prometedores en términos de adherencia y mejora funcional. Finalmente, una línea esencial dentro de esta área de investigación es la evaluación clínica y validación de los sistemas robóticos desarrollados, abordando la comprobación empírica de su eficacia en entornos clínicos reales. Un ejemplo es el trabajo de Hesse et al. (2005), quienes realizaron la validación clínica de un sistema robótico de rehabilitación que facilita movimientos bilaterales del antebrazo y la muñeca en pacientes hemiparéticos, obteniendo resultados positivos en la mejora de la función motora.

3.1.4 Corrientes de Investigación en Interacción Humano-Robot y su Aplicación en la Rehabilitación del Miembro Superior

En el ámbito de la interacción humano-robot, la investigación actual se estructura en torno a diferentes corrientes principales de pensamiento:

La primera corriente es la interacción natural, centrada en el desarrollo de sistemas robóticos accesibles y fáciles de usar que permitan una comunicación fluida y efectiva entre el usuario y el robot. El objetivo fundamental es lograr que la interacción sea intuitiva y minimizar la necesidad de procesos complejos de aprendizaje por parte del usuario, facilitando así una comunicación más directa y efectiva (R. A. Cooper, 2008; W. H. Chang, 2013).

Una segunda corriente se basa en el aprendizaje por interacción. Esta área se focaliza en dotar a los robots con la capacidad de aprender directamente de la interacción con los usuarios humanos, adaptando de forma dinámica su comportamiento y respuesta según las preferencias y necesidades del usuario. Para ello se emplean técnicas avanzadas de aprendizaje automático, así como algoritmos de toma de decisiones que permitan ajustar continuamente la respuesta del robot (L. Marchal-Crespo, 2009; H. I. Krebs, 2013). La interacción social representa otra línea significativa en la investigación. Su propósito principal es conseguir que los robots sean capaces de percibir emociones y sentimientos

humanos y reaccionar de forma empática y comprensiva. En esta línea se desarrollan sistemas robóticos que imitan patrones de comunicación y comportamiento humano, facilitando una interacción más cercana y satisfactoria para el usuario (S. Mazzoleni, 2014; I. Díaz, 2011). La cuarta corriente destacada es la interacción colaborativa. Esta línea se orienta al diseño de robots capaces de trabajar de manera eficiente y coordinada con los humanos en tareas conjuntas. El robot debe ser capaz de interpretar adecuadamente las metas y objetivos humanos, adaptándose y contribuyendo activamente al desempeño de las tareas compartidas, mejorando así la efectividad global del proceso (M. Zhang, 2013; F. M. Ivey, 2008).

La interacción ética, constituye otra área clave en el desarrollo de sistemas robóticos. En este contexto, se investiga la integración de criterios éticos en el diseño de robots para garantizar interacciones respetuosas con los derechos humanos, transparentes y no discriminatorias. Esto implica crear sistemas capaces de tomar decisiones de forma justa y transparente, evitando posibles conflictos éticos derivados de su uso (A. Mayr, 2007; N. Gebruers, 2010). La evaluación y medición mediante sistemas robóticos en procesos de rehabilitación del miembro superior presenta diversas corrientes de investigación, orientadas al desarrollo de herramientas objetivas y precisas para monitorizar la progresión del paciente. Entre estas corrientes destacan las siguientes:

El análisis cinemático se centra en la aplicación de técnicas avanzadas de captura de movimiento para registrar y evaluar variables como posición, velocidad, aceleración y ángulos articulares del miembro superior durante las terapias de rehabilitación. Para tal fin, se emplean diversos dispositivos tecnológicos, incluyendo cámaras de vídeo, sensores inerciales o sistemas inalámbricos de captura de movimiento (Ferraz et al., 2018; Rose y Winstein, 2009).

El análisis electromiográfico (EMG) constituye una línea de investigación que utiliza la electromiografía para medir de forma precisa y cuantitativa la actividad muscular asociada al movimiento del miembro superior durante las sesiones de rehabilitación. Esto se realiza mediante el uso de electrodos superficiales o intramusculares, permitiendo una evaluación detallada de la activación muscular y facilitando ajustes en el programa terapéutico (Chen et al., 2019). Otra corriente importante es el análisis de la fuerza muscular, que emplea técnicas de dinamometría para determinar objetivamente la fuerza del miembro superior en diferentes fases de la rehabilitación. Entre los instrumentos utilizados se encuentran dinamómetros manuales y dispositivos electrónicos que permiten registrar la resistencia y la capacidad muscular del paciente, proporcionando así información esencial para adaptar la rehabilitación (Bohannon y Smith, 2010; Krause et al., 2008).

El análisis de la actividad cerebral emplea tecnologías avanzadas de neuroimagen, tales como la resonancia magnética funcional (fMRI) y la electroencefalografía (EEG), con el fin de evaluar los cambios neurofisiológicos que acompañan al proceso rehabilitador del miembro superior. Estas técnicas proporcionan información crucial sobre cómo el cerebro del paciente se adapta y responde ante los estímulos y ejercicios propuestos, permitiendo así un abordaje más preciso y personalizado del tratamiento (Smith y

Chapman, 2013). Por último, el análisis de la calidad de vida busca evaluar el impacto global del proceso rehabilitador sobre el bienestar general del paciente. Para ello, se utilizan cuestionarios validados y encuestas diseñadas específicamente para medir la satisfacción del paciente con los resultados obtenidos y su nivel de autonomía en la realización de actividades diarias tras el tratamiento rehabilitador (Anderson y Brouwer, 2019; Kim et al., 2019).

3.1.5 Terapias Basadas en Juegos y Realidad Virtual para la Rehabilitación del Miembro Superior: Personalización, Feedback y Neuroplasticidad

En los últimos años, las terapias basadas en juegos para la rehabilitación del miembro superior han experimentado un significativo incremento en popularidad debido principalmente a su capacidad para aumentar la motivación y adherencia de los pacientes a los programas de rehabilitación (Cameirao et al., 2009; Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, 2009; Mumford y Wilson, 2009). La literatura actual identifica diversas líneas de investigación y desarrollo que abordan esta temática, enfatizando especialmente la seguridad, efectividad y adaptabilidad de los juegos terapéuticos a las características individuales de los pacientes y al tipo específico de lesión que presentan (Kizony et al., 2006; Lledó et al., 2016).

Una de las principales corrientes es el desarrollo de juegos personalizados, centrados en la adaptación dinámica de los contenidos a las necesidades individuales de cada paciente. Esto se consigue a través de la implementación de algoritmos avanzados de inteligencia artificial y aprendizaje automático que modifican en tiempo real el nivel de dificultad de los juegos, proporcionando desafíos que se ajusten continuamente al progreso y habilidades del paciente durante la rehabilitación (Novak et al., 2011; Zimmermann-Schlatter et al., 2006).

Otra línea de investigación relevante es la integración del feedback visual en tiempo real, cuyo objetivo es proporcionar información instantánea y precisa al paciente sobre su desempeño en las tareas. Para ello, se utilizan técnicas de seguimiento de movimientos basadas en sensores inerciales, sistemas de cámaras, o plataformas robóticas especializadas, permitiendo al paciente observar y corregir sus movimientos mientras realiza la terapia, favoreciendo así una retroalimentación más efectiva y un aprendizaje motor más rápido y eficiente (Ferraz et al., 2018; Lledó et al., 2016). La utilización de tecnología de realidad virtual (RV) constituye otra corriente fundamental en este campo. La RV permite la creación de entornos interactivos y tridimensionales altamente inmersivos, facilitando una experiencia terapéutica más atractiva, entretenida y realista para el paciente, lo que a su vez se traduce en un incremento sustancial de su motivación y participación activa en la terapia. Los estudios recientes subrayan que la RV puede además estimular significativamente la plasticidad neuronal, favoreciendo la recuperación funcional del miembro superior en pacientes con daño cerebral adquirido o accidentes cerebrovasculares (Laver et al., 2015; Mumford y Wilson, 2009; Kizony et al., 2006).

La cuarta corriente destacada en la literatura se relaciona con el diseño de juegos motivadores mediante técnicas avanzadas de gamificación. Estas técnicas incluyen recompensas, sistemas de puntuación, niveles progresivos de dificultad y retroalimentación positiva constante, aumentando la motivación intrínseca y extrínseca del paciente durante las sesiones terapéuticas. Esta estrategia facilita una mayor adherencia al tratamiento rehabilitador y mejora significativamente la percepción subjetiva del paciente hacia la terapia (Cameirao et al., 2009; Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, 2009). Finalmente, una corriente crítica en la investigación es la evaluación sistemática de la efectividad de estas terapias basadas en juegos. Esta línea de trabajo involucra la realización de estudios clínicos controlados que buscan evaluar la eficacia real de los juegos terapéuticos frente a métodos convencionales de rehabilitación. Los resultados de estos estudios son esenciales para determinar su utilidad clínica real, identificar las limitaciones y ventajas específicas en función del tipo de lesión, y ofrecer recomendaciones para su implementación efectiva en diferentes contextos clínicos (Laver et al., 2015; Díaz et al., 2011; Fasoli et al., 2003).

3.1.6 Evaluación Clínica Multidimensional en la Rehabilitación del Miembro Superior: Variables Funcionales, Sensoriales y Cognitivas

El campo de la evaluación clínica y medición desempeña un papel crucial en los procesos de rehabilitación del miembro superior, constituyendo un componente esencial para evaluar objetivamente los resultados terapéuticos y el progreso funcional de los pacientes. Diversas líneas de investigación han sido identificadas en este ámbito, destacando especialmente por la variedad de métodos y enfoques empleados para abordar las múltiples dimensiones involucradas en la rehabilitación.

En primer lugar, la evaluación del movimiento del miembro superior constituye una línea importante que se centra en la medición precisa y objetiva de variables fundamentales como la amplitud articular, la velocidad de ejecución de movimientos, la precisión motora y la coordinación del paciente durante la terapia. Para ello, se emplean herramientas validadas tales como escalas clínicas específicas y técnicas avanzadas de análisis cinemático que permiten caracterizar detalladamente el desempeño motor del paciente (Hoonhorst et al., 2015; Rose y Winstein, 2009). La evaluación de la fuerza muscular representa otra área clave, dedicada específicamente a determinar la capacidad de generación de fuerza en el miembro superior afectado. Esta línea de investigación recurre al uso de instrumentos objetivos como dinamómetros manuales o dispositivos electrónicos sofisticados, que ofrecen resultados cuantitativos y fiables sobre la fuerza muscular del paciente, permitiendo adaptar y personalizar la terapia según las necesidades individuales (Bohannon y Smith, 2010; Krause et al., 2008).

Otra línea fundamental es la evaluación de la sensibilidad, esencial para entender la afectación sensorial del paciente durante la rehabilitación. Esta investigación se basa en la aplicación de pruebas especializadas, como las de discriminación táctil y propioceptiva, que evalúan detalladamente la capacidad del paciente para percibir estímulos sensoriales

y facilitan el ajuste de estrategias terapéuticas dirigidas específicamente a mejorar las funciones sensoriales afectadas (Kittur y Murray, 2017; Smith y Chapman, 2013).

La evaluación de la calidad de vida también ocupa un lugar destacado, dada la importancia que tiene conocer cómo la rehabilitación afecta integralmente al paciente. Se emplean cuestionarios validados que capturan la percepción del paciente respecto a su satisfacción global con el proceso terapéutico, así como su capacidad para desenvolverse autónomamente en las actividades cotidianas tras el proceso rehabilitador, lo que permite considerar la efectividad terapéutica desde una perspectiva centrada en el paciente (Anderson y Brouwer, 2019; Kim et al., 2019). Finalmente, la evaluación de la función cognitiva es otra corriente significativa en este campo, debido a la relevancia que tiene el estado cognitivo del paciente en la adherencia, respuesta y evolución del tratamiento. Se emplean diversas herramientas clínicas específicas para evaluar aspectos cognitivos tales como memoria, atención y funciones ejecutivas, determinando cómo la capacidad cognitiva influye en la rehabilitación motora y en la recuperación integral del paciente (Al-Yahya et al., 2011; Fasano et al., 2015).

3.1.7 Serious Games en Neurorehabilitación: Evolución, Aplicaciones Clínicas y Definición Terapéutica

La historia de los **Serious Games** (juegos serios o Rehabilitation Serious Games - RSG) aplicados a la neurorehabilitación y rehabilitación motora tiene sus raíces en las primeras investigaciones realizadas en las décadas de 1970 y 1980. Aunque inicialmente estos juegos fueron concebidos principalmente con fines educativos y de entrenamiento, rápidamente se reconoció su potencial terapéutico, lo que condujo a su adopción progresiva en la rehabilitación clínica (Mumford y Wilson, 2009; Parasuraman y Rizzo, 2006).

El término "Serious Games" fue popularizado en 2002 por Sawyer y Rejeski, quienes definieron estos juegos como aquellos diseñados con objetivos específicos más allá del simple entretenimiento, incluyendo la educación, entrenamiento profesional y terapia clínica (Laver et al., 2015). A partir de entonces, la utilización de juegos serios en entornos clínicos ha crecido exponencialmente, especialmente en el área de la rehabilitación neurológica, destacándose por su capacidad para incrementar la motivación, adherencia y participación activa del paciente en terapias repetitivas y prolongadas (Kizony et al., 2006).

Durante la última década, la tecnología ha permitido un avance significativo en los RSG, con la introducción de sistemas de realidad virtual (RV) y realidad aumentada (RA), que proporcionan entornos inmersivos y altamente interactivos (Lledó et al., 2016). Estos sistemas han demostrado ser especialmente útiles en la rehabilitación del miembro superior en pacientes post-ictus y otros tipos de lesiones neurológicas, al facilitar la

realización de tareas específicas y personalizadas mediante algoritmos de adaptación en tiempo real (Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, 2009).

Entre los primeros ejemplos de éxito destacan los trabajos con la plataforma "TheraGame", un sistema de rehabilitación domiciliaria basado en RV que permite realizar tareas terapéuticas específicas del miembro superior y medir el progreso del paciente (Kizony et al., 2006). Otros sistemas ampliamente conocidos son el sistema MIT-Manus, que combina robótica con videojuegos interactivos, y el Lokomat, utilizado en rehabilitación motora del miembro inferior, ambos considerados pioneros en la aplicación clínica de juegos serios en neurorehabilitación (Krebs et al., 1998; Mayr et al., 2007). Actualmente, los Serious Games en neurorehabilitación continúan evolucionando, integrando tecnologías más avanzadas como sensores inalámbricos, sistemas hápticos y algoritmos de inteligencia artificial, que permiten ofrecer intervenciones terapéuticas cada vez más eficaces, adaptadas y personalizadas a las necesidades clínicas individuales del paciente (Van der Linde et al., 2002; Lum et al., 2002).

En cuanto a las definiciones, no existe un consenso único sobre qué constituye exactamente un Serious Game, debido en gran parte a la diversidad de disciplinas que lo aplican. No obstante, en términos generales, los juegos serios son definidos como herramientas digitales diseñadas específicamente para lograr un propósito adicional al del mero entretenimiento, como pueden ser objetivos educativos, terapéuticos, formativos o de sensibilización (Laver et al., 2015). Esta definición amplia permite la inclusión de diferentes enfoques y aplicaciones, dependiendo del contexto de uso específico. Nosotros vamos a definir Serious Game como una aplicación informática basada en técnicas de gamificación, diseñada con un objetivo terapéutico explícito, cuyo propósito principal es mejorar la función motora, cognitiva o sensorial mediante actividades interactivas y lúdicas. Estos juegos utilizan la motivación intrínseca generada por la experiencia de juego para aumentar la participación activa, adherencia al tratamiento y mejorar la eficacia general de la terapia rehabilitadora.

Ejemplos concretos de aplicaciones incluyen el sistema "Rehabilitation Gaming System (RGS)", un entorno de RV que combina la percepción y la acción para mejorar la función motora en pacientes tras sufrir un accidente cerebrovascular (Cameirao et al., 2009). Otro ejemplo es "Virtual Reality-Based Paediatric Interactive Therapy System (PITS)", desarrollado para mejorar la función motora en niños con discapacidad motriz mediante el uso de juegos interactivos y realistas (Wille et al., 2009).

Adicionalmente, existen sistemas avanzados como Physiobot, que integran plataformas robóticas con juegos adaptativos basados en RV para la rehabilitación del miembro superior. Este sistema proporciona retroalimentación háptica y visual, permitiendo una rehabilitación individualizada y atractiva que puede evaluar el rendimiento motor y ajustar la intervención terapéutica en tiempo real según el progreso del paciente (Fraile et al., 2016). Estos ejemplos muestran cómo la integración de juegos serios en el ámbito clínico permite no sólo incrementar la motivación del paciente, sino también medir con precisión el rendimiento y adaptar la terapia, facilitando así una rehabilitación más efectiva, personalizada y basada en evidencias científicas.

3.2 Revisión del estado del arte en dispositivos de monitorización de señales fisiológicas.

3.2.1 Wearables para Monitorización Fisiológica en Rehabilitación: De la Bioseñal al Dispositivo Inteligente

En las últimas décadas, la monitorización de señales fisiológicas ha adquirido especial relevancia en ámbitos tan diversos como la medicina, la psicología, la rehabilitación física y la ingeniería industrial. Particularmente, la adquisición y procesamiento de señales como el electrocardiograma (ECG) y la respuesta galvánica de la piel (GSR, por sus siglas en inglés) se han convertido en herramientas esenciales para evaluar el estado emocional y físico de individuos en diferentes contextos (Novak et al., 2011; Guerrero et al., 2013).

La integración de estas señales fisiológicas en sistemas interactivos, como plataformas robóticas para rehabilitación del miembro superior, permite adaptar las tareas terapéuticas a las necesidades específicas del paciente, potenciando su participación y optimizando los tiempos de recuperación (Wu et al., 2018). Diversos estudios han validado el uso del ECG y la GSR como métodos eficaces para detectar y evaluar niveles de estrés y respuestas emocionales, especialmente cuando se utilizan simultáneamente en dispositivos portátiles (Kutt et al., 2018; Rosa & Yang, 2019).

En este contexto, la presente tesis doctoral aborda el diseño, desarrollo y fabricación de un dispositivo wearable para el registro simultáneo y procesamiento de señales ECG y GSR en tiempo real. La propuesta se caracteriza por emplear tecnologías innovadoras de bajo coste, fabricación aditiva mediante impresión 3D y electrónica basada en microcontroladores integrados en plataformas IoT (Internet de las Cosas), facilitando así la adquisición continua de datos fisiológicos y su procesamiento en entornos remotos (Villar et al., 2021).

Los dispositivos wearables tienen una trayectoria que se remonta a finales del siglo XX, con el desarrollo inicial de aparatos que buscaban monitorizar la actividad física básica, tales como podómetros o monitores de frecuencia cardíaca. Sin embargo, no fue hasta principios del siglo XXI, con la miniaturización de componentes electrónicos, la popularización de tecnologías inalámbricas como Bluetooth y WiFi, y el auge de la fabricación aditiva, que estos dispositivos experimentaron una verdadera explosión tecnológica y comercial (Majumder et al., 2017).

En la actualidad, los wearables no solo registran parámetros como el ritmo cardíaco o la actividad física, sino que también permiten obtener información más compleja como la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), la temperatura corporal, o incluso niveles de estrés mediante la respuesta galvánica de la piel (Conchell & Calpe, 2018). Además, estos dispositivos han evolucionado desde simples accesorios electrónicos hasta sistemas médicos avanzados capaces de integrarse completamente en contextos clínicos y terapéuticos. Ejemplos destacados son el dispositivo E4 Wristband, capaz de registrar múltiples señales fisiológicas simultáneamente (McCarthy et al., 2016), o el sistema

AutoSense, orientado a la monitorización continua de estados psicoemocionales en ambientes naturales (Ertin et al., 2011).

Esta evolución ha posibilitado que los wearables se conviertan en herramientas esenciales en investigación científica, particularmente en áreas de la salud emocional y rehabilitación física, donde la monitorización continua y no invasiva de señales fisiológicas ofrece grandes ventajas respecto a métodos tradicionales de laboratorio (Villar et al., 2021).

A día de hoy, los wearables son dispositivos electrónicos que se pueden llevar en el cuerpo y que se utilizan cada vez más en la rehabilitación del miembro superior. Estos dispositivos tienen la ventaja de ser portátiles, asequibles y no invasivos, lo que los convierte en una herramienta útil para la monitorización y el seguimiento del progreso de la rehabilitación. Algunos de los wearables utilizados en la rehabilitación del miembro superior incluyen:

1. Sensores de movimiento: Estos sensores se utilizan para monitorizar la actividad motora del miembro superior. Se pueden colocar en la muñeca, el codo o el hombro para medir la amplitud del movimiento, la velocidad, la precisión y la coordinación del movimiento. Los sensores de movimiento se han utilizado cada vez más en terapias de rehabilitación de miembro superior. Estos sensores proporcionan una forma no invasiva de medir el movimiento y la actividad del miembro superior, lo que permite a los terapeutas y a los pacientes monitorear el progreso de la rehabilitación y ajustar el tratamiento en consecuencia. Algunas de las aplicaciones de los sensores de movimiento en terapias de rehabilitación del miembro superior incluyen:
 - I. Medición del rango de movimiento: Los sensores de movimiento se utilizan para medir el rango de movimiento de las articulaciones del miembro superior. Esto puede ayudar a los terapeutas a evaluar la amplitud del movimiento y a ajustar la terapia en consecuencia.
 - II. Evaluación de la precisión del movimiento: Los sensores de movimiento también se utilizan para evaluar la precisión del movimiento del miembro superior. Esto puede ser útil para evaluar la coordinación y el control motor del paciente.
 - III. Evaluación de la velocidad del movimiento: Los sensores de movimiento se utilizan para medir la velocidad del movimiento del miembro superior. Esto puede ser útil para evaluar la fuerza y la resistencia muscular del paciente.
 - IV. Feedback visual: Los sensores de movimiento se utilizan para proporcionar feedback visual en tiempo real durante la terapia de rehabilitación. Esto puede ayudar a los pacientes a corregir su técnica y mejorar su capacidad para realizar las tareas de rehabilitación.
 - V. Terapia de juegos: Los sensores de movimiento se utilizan en terapias de juegos para rehabilitación del miembro superior. Los pacientes pueden interactuar con juegos que se adaptan a su nivel de habilidad y que utilizan los sensores de movimiento para medir su progreso en la terapia.

2. Electromiografía de superficie (sEMG): La sEMG se utiliza para medir la actividad muscular del miembro superior. Se pueden colocar electrodos en la piel para medir la actividad muscular durante los movimientos del miembro superior. La electromiografía (EMG) se ha utilizado en terapias de rehabilitación de miembro superior para evaluar y medir la actividad muscular del paciente durante la realización de movimientos específicos. La EMG proporciona información valiosa sobre la función muscular y la coordinación durante la rehabilitación del miembro superior. Algunas de las aplicaciones de la EMG en terapias de rehabilitación del miembro superior incluyen:
 - I. Evaluación de la actividad muscular: La EMG se utiliza para evaluar la actividad muscular del miembro superior durante la realización de movimientos específicos. Esto puede ayudar a los terapeutas a determinar la fuerza muscular y la coordinación del paciente y a ajustar la terapia en consecuencia.
 - II. Biofeedback: La EMG se utiliza para proporcionar biofeedback al paciente durante la terapia de rehabilitación del miembro superior. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a mejorar su técnica y a aumentar la eficacia de la terapia.
 - III. Evaluación de la fatiga muscular: La EMG se utiliza para evaluar la fatiga muscular del paciente durante la realización de movimientos específicos. Esto puede ser útil para determinar la resistencia del paciente y ajustar la terapia en consecuencia.
 - IV. Evaluación de la actividad muscular durante las actividades cotidianas: La EMG se utiliza para evaluar la actividad muscular del miembro superior durante las actividades cotidianas. Esto puede ser útil para determinar la capacidad del paciente para realizar actividades cotidianas y ajustar la terapia en consecuencia.
 - V. Control de prótesis: La EMG se utiliza en la rehabilitación del miembro superior para el control de prótesis. Los electrodos EMG se colocan en los músculos del muñón para detectar la actividad muscular y controlar la prótesis de manera más natural y efectiva.
3. Dispositivos de biofeedback: Estos dispositivos se utilizan para proporcionar información visual o auditiva sobre la actividad muscular del miembro superior. Esto puede ayudar al paciente a realizar los movimientos de manera más efectiva y a mejorar su capacidad para realizar las tareas de rehabilitación. El biofeedback se ha utilizado en terapias de rehabilitación de miembro superior como una herramienta para mejorar el control y la coordinación muscular del paciente. El biofeedback proporciona información visual o auditiva sobre la actividad muscular del paciente durante la realización de movimientos específicos, lo que puede ayudar al paciente a mejorar su técnica y a aumentar la eficacia de la terapia. Algunas de las aplicaciones del biofeedback en terapias de rehabilitación del miembro superior incluyen:

- I. Control de la activación muscular: El biofeedback se utiliza para controlar la activación muscular del paciente durante la realización de movimientos específicos. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a mejorar su técnica y aumentar la eficacia de la terapia.
 - II. Corrección postural: El biofeedback se utiliza para corregir la postura del paciente durante la realización de movimientos específicos. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a corregir su postura y mejorar su capacidad para realizar las tareas de rehabilitación.
 - III. Control motor: El biofeedback se utiliza para mejorar el control motor del paciente durante la realización de movimientos específicos. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a mejorar su coordinación y aumentar la eficacia de la terapia.
 - IV. Fuerza muscular: El biofeedback se utiliza para mejorar la fuerza muscular del paciente durante la realización de movimientos específicos. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a mejorar su técnica y aumentar la eficacia de la terapia.
 - V. Rehabilitación de prótesis: El biofeedback se utiliza para mejorar el control de las prótesis durante la rehabilitación del miembro superior. El biofeedback visual o auditivo puede ayudar al paciente a controlar la prótesis de manera más natural y efectiva.
4. Dispositivos de estimulación eléctrica: Estos dispositivos se utilizan para estimular los músculos del miembro superior y mejorar la capacidad del paciente para realizar los movimientos de rehabilitación. Los dispositivos de estimulación eléctrica se han utilizado en terapias de rehabilitación de miembro superior para mejorar la función muscular y la coordinación del paciente. Estos dispositivos utilizan corrientes eléctricas para estimular los músculos del miembro superior y mejorar la capacidad del paciente para realizar los movimientos de rehabilitación. Algunas de las aplicaciones de los dispositivos de estimulación eléctrica en terapias de rehabilitación del miembro superior incluyen:
- I. Mejora de la fuerza muscular: Los dispositivos de estimulación eléctrica se utilizan para mejorar la fuerza muscular del miembro superior. La estimulación eléctrica puede ayudar a los músculos a contraerse con mayor fuerza y mejorar la capacidad del paciente para realizar tareas de rehabilitación específicas.
 - II. Rehabilitación de la función muscular: Los dispositivos de estimulación eléctrica se utilizan para rehabilitar la función muscular del miembro superior después de una lesión o cirugía. La estimulación eléctrica puede ayudar a restaurar la función muscular perdida y mejorar la coordinación del movimiento.
 - III. Reducción del dolor: Los dispositivos de estimulación eléctrica se utilizan para reducir el dolor asociado con lesiones o afecciones del miembro superior. La estimulación eléctrica puede reducir la sensación de dolor al bloquear las señales de dolor que se envían al cerebro.
 - IV. Prevención de la atrofia muscular: Los dispositivos de estimulación eléctrica se utilizan para prevenir la atrofia muscular después de una lesión o cirugía.

La estimulación eléctrica puede ayudar a mantener la fuerza muscular y prevenir la pérdida de masa muscular.

- V. Rehabilitación de prótesis: Los dispositivos de estimulación eléctrica se utilizan en la rehabilitación de prótesis del miembro superior. La estimulación eléctrica puede mejorar el control de la prótesis y ayudar al paciente a realizar movimientos más naturales.

- 5. Realidad virtual y aumentada: La realidad virtual y aumentada se utilizan para crear entornos de juego y simulación que permiten al paciente interactuar con un entorno tridimensional y realista. Los dispositivos de realidad virtual se utilizan para mejorar la motivación y el compromiso del paciente con la terapia. Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se han utilizado cada vez más en terapias de rehabilitación de miembro superior para mejorar la función muscular, la coordinación y la motivación del paciente. Estos dispositivos proporcionan una experiencia inmersiva y atractiva que puede ayudar al paciente a aumentar su participación en la terapia de rehabilitación y mejorar su capacidad para realizar las tareas de rehabilitación. Algunas de las aplicaciones de los dispositivos de realidad virtual y aumentada en terapias de rehabilitación del miembro superior incluyen:

- I. Ejercicios de movimiento: Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se utilizan para proporcionar ejercicios de movimiento específicos que se adaptan a las necesidades del paciente. Estos ejercicios pueden ayudar a mejorar la coordinación y la función muscular del miembro superior.
- II. Feedback en tiempo real: Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se utilizan para proporcionar feedback en tiempo real al paciente durante la realización de movimientos específicos. Esto puede ayudar al paciente a mejorar su técnica y aumentar la eficacia de la terapia.
- III. Terapia de juegos: Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se utilizan en terapias de juegos para rehabilitación del miembro superior. Los pacientes pueden interactuar con juegos que se adaptan a su nivel de habilidad y que utilizan los dispositivos de realidad virtual y aumentada para medir su progreso en la terapia.
- IV. Simulación de tareas cotidianas: Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se utilizan para simular tareas cotidianas que requieren el uso del miembro superior. Esto puede ser útil para evaluar la capacidad del paciente para realizar actividades cotidianas y ajustar la terapia en consecuencia.
- V. Motivación del paciente: Los dispositivos de realidad virtual y aumentada se utilizan para aumentar la motivación del paciente durante la terapia de rehabilitación del miembro superior. La experiencia inmersiva y atractiva puede ayudar al paciente a mantenerse comprometido y motivado en su rehabilitación.

Existen diversos wearables comerciales que se utilizan en terapias de rehabilitación, algunos de los más conocidos son:

1. MYO Armband: Es un dispositivo portátil que se coloca en el brazo y utiliza la electromiografía para detectar la actividad muscular y controlar dispositivos electrónicos. Se utiliza para el control de prótesis, rehabilitación de miembros superiores y terapia de juegos.
2. Sensores de movimiento Kinect: Los sensores de movimiento de la consola Xbox Kinect se han utilizado en terapias de rehabilitación para la evaluación de la función del miembro superior y la realización de ejercicios específicos.
3. Sensores de movimiento Leap Motion: Es un dispositivo que se coloca en la mesa y utiliza sensores de movimiento para detectar los movimientos de la mano y los dedos. Se utiliza en terapia de rehabilitación de miembros superiores y en terapias de juegos.
4. Guantes inteligentes: Existen guantes inteligentes con sensores que miden la actividad muscular, la fuerza y la coordinación del miembro superior durante la realización de ejercicios específicos. Estos guantes se utilizan en terapias de rehabilitación para mejorar la función del miembro superior.
5. Dispositivos de estimulación eléctrica portátil: Existen dispositivos de estimulación eléctrica portátil que se utilizan en terapias de rehabilitación de miembros superiores. Estos dispositivos estimulan los músculos del miembro superior para mejorar la función muscular y la coordinación.
6. NeuroNode: Este dispositivo utiliza sensores de electromiografía (EMG) para detectar la actividad muscular y permite a los usuarios controlar dispositivos electrónicos como computadoras y sillas de ruedas.
7. PneuGlove: Este guante neumático utiliza aire comprimido para proporcionar retroalimentación háptica y mejorar la coordinación y la fuerza de la mano y la muñeca.
8. MindWave Mobile: Este dispositivo utiliza sensores de ondas cerebrales para medir la actividad cerebral y se utiliza en terapias de rehabilitación para mejorar la concentración y la capacidad de atención.

3.2.2 Diseño y Fabricación de Dispositivos Wearables para Monitorización Fisiológica: Integración de Tecnologías Aditivas, Electrónica IoT y Biosensores

En los últimos años, la fabricación aditiva, comúnmente conocida como impresión 3D, se ha convertido en una técnica de fabricación ampliamente utilizada para prototipado rápido y producción personalizada, especialmente en el ámbito biomédico e industrial. La impresión 3D ofrece ventajas significativas frente a métodos tradicionales como el moldeo por inyección, debido a su flexibilidad en el diseño, reducción del tiempo de desarrollo y costos relativamente bajos en pequeñas producciones (Ngo et al., 2018). Entre las distintas tecnologías de fabricación aditiva, la técnica más utilizada es la FDM (Fused Deposition Modeling), principalmente debido a su accesibilidad económica, facilidad operativa y compatibilidad con materiales biocompatibles como el ácido poliláctico (PLA). Este material es especialmente adecuado para aplicaciones biomédicas por su naturaleza biodegradable y no tóxica (Lasprilla et al., 2012). Además, la

investigación reciente asegura que la emisión de partículas volátiles durante el proceso de impresión con PLA no representa riesgos significativos para la salud humana (Azimi et al., 2016; Riya et al., 2019).

La elección específica de materiales biocompatibles, como el filamento Medical Smartfil, ofrece garantías adicionales al cumplir estándares médicos internacionales (certificación USP Class VI o ISO 10993-1), asegurando la compatibilidad del dispositivo en contacto directo con la piel de los usuarios (Ferràs-Tarragó et al., 2020; Reeve & Baldrick, 2017). En consecuencia, la fabricación del dispositivo propuesto aprovecha estas ventajas, ofreciendo un producto ergonómico, de bajo peso y diseño personalizado. Además, la fabricación mediante impresión 3D facilita la producción de dispositivos adaptados a las necesidades anatómicas particulares de cada usuario, permitiendo ajustes precisos en la fase de diseño, sin incremento sustancial en tiempo ni coste (Aguado-Maestro et al., 2019; Cano Ferrer, 2019).

La creciente adopción de tecnologías portátiles (wearables) para monitorización fisiológica responde a la necesidad de sistemas prácticos, fiables y asequibles, capaces de medir en tiempo real parámetros como el ECG y la GSR. Diversos dispositivos comerciales han abordado esta necesidad desde enfoques diferenciados, según su contexto de uso (médico o cotidiano) y la gama de señales fisiológicas disponibles. Dispositivos como la E4 wristband (Empatica) destacan por su capacidad para registrar diversas señales simultáneamente y proporcionar datos de grado médico con una plataforma de software robusta para análisis avanzados (McCarthy et al., 2016). Por otra parte, sistemas como AutoSense proporcionan un conjunto de sensores para monitorización continua de la exposición al estrés en condiciones naturales, siendo especialmente útiles en estudios sobre comportamiento humano y salud emocional (Ertin et al., 2011).

En cuanto a sensores específicos empleados para señales fisiológicas, los dispositivos actuales suelen integrar módulos como el AD8232 para ECG, caracterizado por su alta calidad en la adquisición analógica, filtro eficaz del ruido de 60 Hz producido por la red eléctrica doméstica y tamaño compacto, siendo ampliamente utilizado en investigaciones de monitorización cardíaca remota (Gifari et al., 2015; Lu et al., 2014; Mishra & Chakraborty, 2018). Para la medición de la respuesta galvánica de la piel, módulos como Grove-GSR v1.1 permiten registrar variaciones en la conductividad eléctrica debidas a cambios emocionales inducidos por estímulos externos o internos, siendo aplicados con éxito en diversos estudios sobre análisis emocional (Anzanpour et al., 2015; Zhang & Murao, 2019; Saputra & Lukito, 2017).

La electrónica basada en microcontroladores IoT, especialmente plataformas como ESP8266 (WEMOS D1 MINI), ha permitido mejorar sustancialmente la conectividad inalámbrica, facilitando la transmisión de datos en tiempo real y su almacenamiento en plataformas en la nube como Thingier.io, que además permiten la gestión sencilla de datos y acceso mediante interfaces web o aplicaciones móviles (Bustamante et al., 2019; Mesquita et al., 2018). En comparación con dispositivos existentes, el sistema propuesto integra un diseño ergonómico, bajo coste y uso sencillo, con un interfaz de usuario amigable basado en pantalla táctil (Nextion), lo que representa una mejora significativa

respecto a la mayoría de dispositivos de gama baja y media disponibles en el mercado, generalmente limitados en funcionalidades y capacidad de interacción directa del usuario.

3.3 Revisión del estado del arte en escenarios de rehabilitación.

3.3.1 Impacto del Biofeedback en Realidad Virtual sobre el Engagement y la Experiencia de Usuario

Centrándonos en la última parte de la tesis doctoral, se ha demostrado que el biofeedback usado en entornos de realidad virtual (VR) puede alterar la experiencia de usuario [1]. Este hecho se ha constatado validando el impacto (relevante) que tiene el biofeedback en el engagement de un usuario. En [1] utilizaron un protocolo muy similar al nuestro, usando dos entornos de rehabilitación muy distintos, aunque con la misma dinámica mecánica y objetivos: un escenario esquemático y otro con todo detalle (inspirado en la mecánica del juego Portal, Valve Corp. 2007). A la hora de la medición de resultados, utilizaron el test de Wilcoxon, arrojando una relación entre el nivel de engagement y los niveles o dificultades de las tareas (niveles del juego).

El concepto de *engagement* ha sido definido en la literatura desde diversas perspectivas, todas coincidiendo en su importancia como indicador clave en la evaluación de la experiencia del usuario. O'Brien et al. (2014) definen el *engagement* como «una cualidad de la experiencia del usuario caracterizada por atributos como desafío, afecto positivo, duración, atractivo estético y sensorial, atención, retroalimentación, variedad o novedad, interactividad y control percibido por el usuario» (Wiebe et al., 2014). Por su parte, Kosmyna et al. (2019) lo describen como «la capacidad de concentrarse en una tarea específica durante un tiempo prolongado sin distracciones». Desde una perspectiva aplicada al contexto de videojuegos, Mulafter et al. (2019) consideran el *engagement* como «una medida del interés que un jugador tiene hacia el juego y cómo participa activa y conscientemente en él».

“A quality of user experience characterized by attributes of challenge, positive affect, endurability, aesthetic and sensory appeal, attention, feedback, variety/novelty, interactivity and perceived user control” O'Brien et al.

“The ability to focus on one specific task for a continuous amount of time without being distracted” Nataliya et al. 2019

“Measure of how interested a player is in the game and how actively and consciously, he/she participates in the game” Lamana et al. 2019

En la literatura especializada es frecuente observar una utilización indistinta de términos relacionados como *engagement*, atención y vigilancia. Sin embargo, en todas estas definiciones se identifica un núcleo común, basado principalmente en la concentración,

interés y disfrute (*enjoyment*) durante la actividad realizada (Jennett et al., 2008; Hookham et al., 2016).

Una dimensión particularmente destacada en las investigaciones recientes sobre experiencias interactivas es la capacidad que tienen los sistemas de realidad virtual (VR) para inducir estados emocionales que potencien la inmersión del usuario. Esta capacidad emocional es clave para controlar lo que Csikszentmihalyi (1975) denominó «Flow», entendido como «el estado mental de operación en el que una persona que realiza una actividad está totalmente inmersa en una sensación de concentración energizada, involucramiento total y disfrute del proceso de dicha actividad» (Csikszentmihalyi, 1975).

Para inducir este estado óptimo de Flow en tiempo real, diversos estudios sugieren emplear técnicas de biofeedback en entornos de realidad virtual. Por ejemplo, el uso de señales fisiológicas, como la frecuencia respiratoria o la respuesta emocional, para modificar dinámicamente elementos del juego (por ejemplo, la velocidad de un avatar o las condiciones climáticas virtuales) ha demostrado tener efectos positivos en el nivel de engagement y en la calidad percibida de la experiencia del usuario (Dekker & Champion, 2007; Gilleade et al., 2005; Nogueira et al., 2016). Una de las opciones para crear un Flow perfecto es inducir emociones en tiempo real, para ello podríamos plantear este esquema acorde a la literatura:

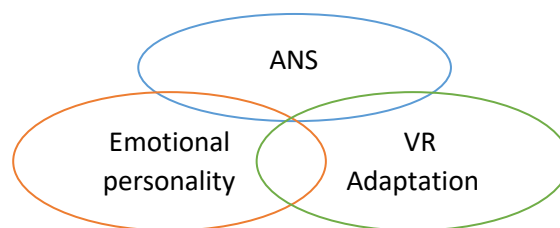


Figura 2 Estado óptimo de flow en tiempo real

Una revisión exhaustiva realizada por Kosmyna et al. (2019) destaca que, aunque en muchos estudios recientes sobre interacción humano-computadora (HCI) se emplean sensores fisiológicos como el electroencefalograma (EEG) para medir engagement, la mayoría mantiene un bucle de retroalimentación abierto. Esto significa que la información sobre el nivel de engagement del usuario generalmente no se muestra ni se retroalimenta al propio usuario, lo que limita las posibilidades de adaptación en tiempo real. Para profundizar sobre estas discusiones relacionadas con la medición objetiva del engagement mediante señales fisiológicas, se recomiendan particularmente los trabajos de Freeman et al. (1999) y Kamzanova et al. (2011).

Un enfoque destacado en la literatura reciente es el propuesto por Sinatra et al. (2015), denominado «Continuum of engagement measurement», un marco conceptual útil para abordar la medición continua y objetiva del engagement. Dentro de este marco, Mulaffer et al. (2019) sugieren que las señales fisiológicas más eficaces para una medición continua incluyen la electromiografía (EMG), la respuesta galvánica de la piel (GSR) y la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV). Además, también han demostrado eficacia señales alternativas

como las de tipo vibrotáctil, visual y auditiva, tal como muestran estudios recientes (Kosmyna et al., 2019; Houzangbe et al., 2019).

3.3.2 Niveles de inmersión en videojuegos aplicados a rehabilitación

La literatura especializada describe el proceso de inmersión en videojuegos empleados con fines terapéuticos mediante tres niveles diferenciados (Jennett et al., 2008):

1. **Engagement** (*compromiso*), nivel inicial en el cual el usuario invierte tiempo, esfuerzo y atención en aprender las dinámicas del juego y manejar adecuadamente sus elementos.
2. **Engrossment** (*absorción*), nivel intermedio donde el usuario se preocupa menos por el entorno externo, focalizándose mayormente en la tarea que realiza en el juego.
3. **Inmersión total** (*total immersion*), nivel avanzado en el cual el usuario se encuentra completamente abstraído y separado de la realidad física.

En este contexto, es apropiado enfatizar el *engagement* en las fases iniciales de la rehabilitación, ya que en esta etapa temprana los usuarios necesitan prestar atención continua a las indicaciones del terapeuta y restablecer la plasticidad motriz mediante la realización correcta de movimientos específicos. Posteriormente, cuando los usuarios alcanzan una mayor autonomía motora y requieren menos instrucciones directas del terapeuta, se recomienda avanzar hacia niveles superiores como el *engrossment*, donde la atención se centra principalmente en la repetición de tareas, manteniendo el interés y la motivación durante la actividad (Jennett et al., 2008).

3.3.3 Componentes del engagement

Según Hookham et al. (2016), el *engagement* puede describirse a partir de una compleja interacción de tres componentes principales:

1. **Comportamental (Behavioral)**, observable en patrones específicos de conducta durante el desarrollo de una actividad.
2. **Afectivo (Affective)**, relacionado con valencia emocional, activación fisiológica (*arousal*), interés y curiosidad.
3. **Cognitivo (Cognitive)**, vinculado directamente con la atención y concentración invertidas en la realización de una tarea.

La literatura resalta estudios que analizan el impacto del *engagement* en la realización efectiva de acciones. Jennett et al. (2008), por ejemplo, cuestionan la validez de evaluar el *engagement* exclusivamente a través de métodos subjetivos como encuestas o cuestionarios, dejando abierta la discusión sobre herramientas complementarias como el test SAM (Self-Assessment Manikin). Sin embargo, Houzangbe et al. (2019) emplean métodos subjetivos basados en cuestionarios validados como el Presence Questionnaire propuesto por Witmer y Singer (1998) y la escala User Engagement Scale desarrollada por Wiebe et al. (2014), ambas administradas al finalizar las actividades con el fin de recoger retroalimentación directa de los participantes.

En contraste con las metodologías subjetivas, Nacke et al. (2011) presentan un enfoque más objetivo para evaluar el *engagement*, mediante análisis de señales fisiológicas como

la electromiografía (EMG) y la respuesta galvánica de la piel (GSR), logrando una clasificación cualitativa, aunque sin cuantificación precisa. Otros estudios recientes también emplean métodos objetivos usando señales fisiológicas diversas para evaluar el *engagement*, incluyendo variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) (Raca & Dillenbourg, 2013), GSR (Boucsein et al., 2007) y electroencefalografía (EEG) (Yuksel et al., 2016).

Un ejemplo destacable para la clasificación objetiva de niveles fisiológicos de *engagement* es el propuesto por Reiner (2008) en el contexto del estudio sobre regulación del estrés mediante respiración pautada (Paced Breathing). Este estudio clasifica y diferencia perfiles fisiológicos claramente definidos de usuarios según el nivel de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), identificando niveles altos y bajos de activación fisiológica asociados al grado de *engagement*.

3.3.4 Medición del engagement mediante EEG

Pope et al. (1995) proponen un índice objetivo conocido como «índice de engagement (E)» para cuantificar cambios en la implicación de los usuarios durante la realización de tareas cognitivas. Este índice se define mediante la siguiente relación:

$$E = \frac{\beta}{\alpha + \theta}$$

Donde los parámetros α (alfa), β (beta) y θ (theta) representan neuro-oscilaciones específicas obtenidas mediante EEG. Este índice E se basa en la hipótesis de que un incremento en la actividad β está directamente relacionado con un incremento de actividad cerebral durante la ejecución de tareas cognitivas específicas. Concretamente:

- Un incremento de los valores de α y θ está relacionado con estados reducidos de vigilancia y alerta mental.
- El incremento del valor β refleja contribuciones corticales tales como activación visual, planificación y ejecución de acciones que requieren atención cognitiva.

Este índice proporciona una medida objetiva y neurofisiológica del *engagement*, diferenciando claramente entre estados activos (β) y estados de relajación o reposo mental (α y θ) (Pope et al., 1995). Más en profundidad:

- El incremento del valor en los parámetros “a” y “O” está relacionado con una alerta mental y de vigilancia bajas
- El valor del parámetro B se puede asociar con el número de contribuciones corticales como son activación del sistema visual, planeación y acción de una actividad y otras que precisan una atención cerebral.

La revisión bibliográfica realizada permite extraer conclusiones relevantes sobre el uso de indicadores fisiológicos en la evaluación del *engagement*. Diversos estudios concluyen que la mejor manera de utilizar los índices derivados de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) como medida fisiológica para evaluar el *engagement* es combinándolos con el

promedio de la tasa respiratoria (breathing ratio, BR). Según Mulaffer et al. (2019), esta combinación permite desarrollar frameworks capaces de realizar cambios dinámicos en tiempo real dentro de videojuegos para incrementar el nivel de implicación de los usuarios. En este mismo trabajo se utiliza un criterio específico para clasificar las sesiones de los participantes en función del grado de *engagement*: sesiones con alto nivel (*Highly Engagement*, HE) y bajo nivel (*Poorly Engagement*, PE), usando como referencia las medidas fisiológicas obtenidas mediante técnicas de respiración pautada (*Paced Breathing*) propuestas por Reiner (2008).

En contraste, Houzangbe et al. (2019) plantean la hipótesis inicial de que la introducción de un lazo de biofeedback basado en el ritmo cardíaco incrementaría el *engagement* de los usuarios durante actividades interactivas. Sin embargo, este estudio no obtuvo resultados concluyentes que permitieran afirmar claramente que la incorporación de este tipo específico de biofeedback cardíaco mejora significativamente el *engagement*. Por otro lado, diversos estudios confirman de forma consistente que la incorporación del biofeedback en bucles de control de videojuegos mejora efectivamente el nivel de implicación de los usuarios (Dekker & Champion, 2007; Dey et al., 2017; Nacke et al., 2011), y de hecho, Gilleade et al. (2005) también indican que los usuarios manifiestan explícitamente dicha mejora. No obstante, estos mismos autores advierten sobre ciertas limitaciones inherentes al uso de dispositivos wearables para recopilar señales fisiológicas, señalando que la medición exclusiva de los latidos por minuto (BPM) no resulta adecuada para un análisis preciso de las emociones de los usuarios.

3.3.5 Intencionalidad en sistemas de rehabilitación mediante interacción humano-robot

En el ámbito de la rehabilitación asistida mediante sistemas robóticos, Li et al. (2018) sostienen que las terapias basadas en biofeedback son más rápidas y eficaces que los enfoques tradicionales. En este contexto, Ziyi et al. (2021) proponen un sistema de entrenamiento bilateral basado en la intencionalidad, utilizando un exoesqueleto diseñado específicamente para la rehabilitación del miembro superior. Este sistema tiene la capacidad de detectar en tiempo real la intención de movimiento del paciente, permitiendo así anticipar y asistir adecuadamente en las trayectorias ejecutadas.

La literatura técnica recalca la importancia de analizar señales fisiológicas, como la electromiografía (EMG), desde perspectivas distintas: el dominio temporal, que refleja la amplitud de la señal relacionada directamente con el número y la tasa de activación de las unidades motoras, así como con la energía de la señal y la fuerza generada durante la contracción muscular; y el dominio frecuencial, relacionado con la forma y la tasa de los potenciales de acción de la unidad motora (MUAP), que proporcionan información sobre la condición muscular general (Phinyomark et al., 2019).

Xu et al. (2019) presentan también un protocolo basado en intencionalidad utilizando señales EMG para controlar adaptativamente una estrategia de entrenamiento asistido según la necesidad del usuario (*assist-as-needed*). Este protocolo incluye tres fases principales: una fase inicial *offline* para mediciones basales, una fase *online* donde se

entrena al sistema en tiempo real comparando con las lecturas basales, y finalmente, una fase de control mioeléctrico sin necesidad de reentrenamiento inmediato tras la fase *online*. Esta secuencia garantiza tanto la precisión en la predicción como la seguridad del usuario.

3.3.6 Teorías sobre interacción físico-cognitiva en sistemas humano-robot

La teoría propuesta por Dylan P. Losey se centra en la interacción física directa entre humanos y robots, abordando específicamente el diseño de sistemas de control compartido que mejoren la eficiencia y seguridad durante esta interacción. Losey estructura esta teoría en tres componentes esenciales:

- **Detección de intención:** Los sistemas deben detectar eficazmente las intenciones del usuario mediante sensores capaces de monitorear movimientos y posiciones corporales.
- **Arbitraje:** A partir de la detección previa, el sistema debe decidir la respuesta más adecuada, combinando acciones del humano y del robot para lograr resultados óptimos, manteniendo siempre la seguridad y eficiencia.
- **Comunicación:** La interacción efectiva requiere que el sistema provea retroalimentación clara y continua al usuario, asegurando una comunicación efectiva sobre el estado y respuesta del robot ante las acciones humanas.

Por otro lado, la teoría propuesta por Agarwall enfatiza aspectos diferentes, centrándose en la percepción que tienen los usuarios sobre los robots y cómo dicha percepción influye en su comportamiento y confianza durante la interacción. Agarwall subraya la importancia de la apariencia física y comportamiento del robot, el estilo de comunicación y cómo estos elementos pueden influir en la percepción humana, afectando la calidad general de la interacción y la confianza del usuario hacia el robot.

En síntesis, mientras que la teoría de Losey aborda primordialmente aspectos técnicos relacionados con la detección de intenciones, arbitraje y comunicación efectiva para optimizar la interacción física, la teoría de Agarwall se focaliza más en aspectos psicológicos y perceptivos de la interacción humano-robot. Ambas perspectivas proporcionan fundamentos importantes para el diseño de sistemas robóticos efectivos y exitosos en entornos interactivos.

3.3.7 Percepción y confianza en la interacción humano-robot: la teoría de Agarwal

La percepción humana sobre los robots es un factor determinante en la calidad de la interacción humano-robot. En este sentido, la teoría desarrollada por Agarwal plantea que dicha percepción se construye fundamentalmente a partir de dos dimensiones principales: la apariencia física del robot y su comportamiento observable.

Respecto a la apariencia, se ha demostrado que los usuarios tienden a generar juicios iniciales en función del grado de similitud morfológica del robot con los seres humanos. Los robots con rasgos humanoides, especialmente aquellos que integran rostros o expresiones reconocibles, tienden a ser percibidos como más confiables, accesibles y emocionalmente cercanos. Esta familiaridad estética puede generar un efecto positivo en la disposición del usuario hacia la interacción.

En cuanto al comportamiento, los usuarios muestran una preferencia hacia robots que actúan de manera coherente, predecible y comunicativa. Específicamente, aquellos que son capaces de mantener un comportamiento estable y comprensible en diferentes contextos, así como de proporcionar señales claras sobre sus intenciones o próximos pasos, son percibidos como más seguros y competentes. Esta percepción de consistencia favorece el establecimiento de relaciones de confianza, lo cual es esencial en entornos de colaboración o asistencia.

En síntesis, la teoría de Agarwal subraya la necesidad de diseñar robots que no solo posean funcionalidades técnicas eficientes, sino también cualidades físicas y conductuales alineadas con las expectativas humanas. Este enfoque permite optimizar la interacción, incrementando tanto la satisfacción del usuario como la efectividad funcional del sistema.

3.3.8 La intencionalidad en la interacción humano-robot

El concepto de **intencionalidad** en la interacción humano-robot hace referencia a la capacidad de los sistemas robóticos para reconocer, interpretar y responder adecuadamente a las intenciones del usuario humano, así como para expresar sus propias intenciones de forma comprensible (Li et al., 2018; Ziyi et al., 2021). Esta bidireccionalidad intencional permite una interacción más fluida, segura y eficiente, lo cual resulta especialmente relevante en contextos colaborativos o terapéuticos.

Por ejemplo, un sistema robótico capaz de detectar que el usuario pretende alcanzar un objeto puede anticiparse y colaborar en la acción, mejorando así la eficacia de la interacción (Xu et al., 2019). A su vez, si el robot comunica con claridad sus próximos movimientos, se reducen los riesgos de malentendidos, aumentando la confianza del usuario (Dey et al., 2017).

Desde el punto de vista tecnológico, lograr esta intencionalidad requiere el uso de sensores capaces de registrar movimientos, expresiones o señales fisiológicas del usuario, junto con algoritmos de procesamiento que permitan inferir objetivos y adaptar el comportamiento del robot en consecuencia (Nacke et al., 2011; Yuksel et al., 2016). Además, se requieren sistemas de comunicación eficientes para que el robot pueda manifestar sus decisiones o estados de forma comprensible.

3.3.9 Teorías relevantes sobre intencionalidad en interacción humano-robot

Existen múltiples enfoques teóricos que han sido aplicados al estudio de la intencionalidad en la interacción humano-robot. A continuación, se destacan los más relevantes:

1. **Teoría de la mente:** Describe la capacidad de los seres humanos para atribuir estados mentales a otros individuos, incluyendo intenciones, creencias y emociones. En robótica, se explora cómo los usuarios pueden extender esta atribución a los robots, y cómo los propios robots pueden simular estados mentales para enriquecer la interacción. Este enfoque ha sido clave en el desarrollo de sistemas bioadaptativos y modelos afectivos en videojuegos y terapias (Freeman et al., 1999).
2. **Teoría de la comunicación referencial:** Analiza cómo las personas utilizan lenguaje y gestos para referirse a objetos o eventos. Su aplicación en robótica permite diseñar interfaces más efectivas, capaces de comunicar estados e intenciones (Clark, citado indirectamente por Hookham et al., 2016).
3. **Teoría de la acción cooperativa:** Estudia cómo los individuos coordinan sus acciones para alcanzar metas comunes. Esta teoría resulta especialmente útil para desarrollar estrategias colaborativas robot-humano en contextos de asistencia o rehabilitación (Losey, en relación con los conceptos de arbitraje e interacción física segura).
4. **Teoría de la cognición situada:** Establece que la cognición está fuertemente condicionada por el entorno y la situación contextual. En robótica, este enfoque permite diseñar sistemas que se adapten dinámicamente a las condiciones del entorno y comportamiento del usuario (Sutton, citado indirectamente por Yuksel et al., 2016).

Varios campos de investigación complementan y amplían la exploración sobre intencionalidad en interacción humano-robot:

- **Aprendizaje automático:** Permite a los robots inferir patrones de comportamiento del usuario, incrementando la precisión en la predicción de intenciones. Esta línea es esencial en sistemas biofeedback adaptativos (Houzangbe et al., 2019).
- **Interacción social:** La robótica social se ocupa de cómo los robots pueden desenvolverse en situaciones humanas complejas. La detección de intenciones y la empatía computacional son elementos clave (Gilleade et al., 2005).
- **Robótica colaborativa:** Enfocada en entornos donde humanos y robots trabajan juntos, esta disciplina requiere una comprensión mutua de objetivos e intenciones, así como mecanismos fluidos de arbitraje (Losey, 2020).
- **Ética en robótica:** Incluye el estudio de las implicaciones de interpretar y actuar en función de la intención humana, especialmente en aplicaciones sensibles como la salud o el aprendizaje (Reiner, 2008).

3.3.10 Autonomía en la interacción humano-robot

El concepto de **autonomía** en el ámbito de la interacción humano-robot se define como la capacidad del robot para tomar decisiones y ejecutar acciones de manera independiente dentro de un entorno compartido con humanos. La autonomía representa

uno de los pilares fundamentales del diseño de sistemas robóticos modernos, especialmente en aplicaciones que implican una interacción estrecha con personas, como la asistencia sanitaria, el acompañamiento a personas mayores o la automatización industrial (Murphy et al., 2008).

La autonomía puede percibirse como una ventaja o una desventaja en función del contexto en el que se implemente. En escenarios donde se requiere una respuesta inmediata, como puede ser el caso de un robot de seguridad operando en un aeropuerto, la capacidad del sistema para actuar sin intervención humana resulta crítica. En estos contextos, un elevado grado de autonomía permite al robot detectar situaciones de riesgo y reaccionar con rapidez y precisión, garantizando así la seguridad y la eficacia operativa (Losey et al., citado por Dey et al., 2017).

Sin embargo, en situaciones más complejas que demandan una colaboración estrecha entre humano y robot, un exceso de autonomía puede entorpecer la interacción. En estas circunstancias, es necesario que el robot comprenda correctamente las intenciones humanas, adapte su comportamiento al entorno dinámico y mantenga una comunicación constante y transparente. La ausencia de estas condiciones puede provocar una desalineación de objetivos y reducir la eficacia de la colaboración (Yuksel et al., 2016; Nacke et al., 2011).

En consecuencia, la autonomía debe ser considerada como una propiedad contextual del sistema robótico, y su nivel debe ajustarse a las necesidades específicas del entorno de aplicación. El diseño de sistemas interactivos eficientes y seguros requiere un equilibrio entre la capacidad autónoma del robot y su adaptabilidad al usuario humano.

3.3.11 Autonomía compartida: colaboración equilibrada entre humanos y robots

La **autonomía compartida** (shared autonomy) representa una evolución del modelo clásico de interacción robótica, en el cual la responsabilidad de la toma de decisiones se distribuye entre el humano y el robot. En este enfoque, el robot actúa como un agente colaborativo que aporta información, recomendaciones y asistencia, mientras que el humano conserva el control final sobre la acción ejecutada (Adams et al., 2012; Zacharias et al., 2016).

Este paradigma promueve una colaboración estrecha, basada en la integración del conocimiento contextual del humano y las capacidades sensoriales y computacionales del robot. El objetivo principal es lograr una sinergia que permita tomar decisiones más informadas, ejecutar tareas de manera más eficiente y aumentar la percepción de control por parte del usuario (Murphy et al., 2008).

A diferencia de los sistemas totalmente autónomos, en los que el robot toma decisiones sin intervención humana, la autonomía compartida enfatiza la transparencia, la comunicabilidad y la adaptabilidad. Por ejemplo, en contextos quirúrgicos, se han desarrollado arquitecturas en las que el cirujano toma decisiones críticas mientras que el

robot asiste con precisión en tareas repetitivas o de alta exigencia motora (Stone et al., 2008).

Las ventajas de este modelo son múltiples. En primer lugar, permite mejorar la eficiencia operativa al combinar la intuición humana con la velocidad y precisión de los sistemas automatizados. En segundo lugar, incrementa la confianza del usuario en la tecnología al mantenerlo involucrado activamente en el proceso. Y en tercer lugar, facilita la aceptación social de los robots en contextos sensibles, como el hogar o la atención a personas vulnerables (Adams et al., 2012).

Desde una perspectiva técnica, implementar autonomía compartida requiere integrar mecanismos de detección de intención, sistemas de comunicación efectiva y estrategias de arbitraje que regulen la toma de decisiones conjunta. Estas características hacen del enfoque una opción idónea para tareas colaborativas, donde se busca una interacción fluida, segura y centrada en el usuario (Losey, citado indirectamente en Freeman et al., 1999).

3.3.12 Contribuciones clave al concepto de autonomía compartida en robótica

El concepto de **autonomía compartida** ha evolucionado significativamente en las últimas décadas, consolidándose como uno de los enfoques más prometedores para la interacción efectiva entre humanos y robots. Esta estrategia de control mixto ha sido abordada por numerosos investigadores desde distintas perspectivas, adaptándose a contextos tan diversos como la cirugía robótica, el entorno industrial o la colaboración en equipos mixtos humano-robot.

Uno de los trabajos pioneros en este campo es el de Stone, Brooks y colaboradores (2008), quienes propusieron una arquitectura de control compartido autónomo específicamente diseñada para la cirugía asistida por robots. En este modelo, tanto el robot como el cirujano humano comparten la responsabilidad del procedimiento quirúrgico, combinando la precisión y estabilidad del sistema robótico con la pericia y criterio del profesional humano. Este enfoque no solo mejora la precisión de la intervención, sino que permite mantener al cirujano en el centro de la toma de decisiones, un factor crítico en contextos de alta exigencia clínica.

En paralelo, Adams et al. (2012) abordan el concepto desde una perspectiva más general, al analizar el papel de la colaboración y la comunicación dentro de los equipos humano-robot. En su propuesta, la autonomía compartida emerge como una solución para optimizar la seguridad y la eficiencia en entornos dinámicos, subrayando la necesidad de un diálogo continuo entre el humano y el sistema robótico. Esta interacción fluida es fundamental para que ambos agentes trabajen como un verdadero equipo, ajustando estrategias y responsabilidades en función del contexto.

Desde una visión aplicada a la industria, el trabajo de Zacharias y Lauer (2016) plantea un enfoque integrado para la colaboración humano-robot en tareas de montaje industrial, donde la autonomía compartida permite al robot ofrecer recomendaciones y asistencia

adaptativa, mientras que el operario humano mantiene el control final sobre las decisiones y acciones. Esta forma de colaboración permite incrementar la productividad sin comprometer la flexibilidad del trabajo humano, lo cual resulta esencial en procesos de manufactura personalizados o de alta variabilidad.

Finalmente, el análisis exhaustivo de Murphy et al. (2008) ofrece una panorámica integral del campo de la interacción humano-robot, situando la autonomía compartida como un eje central en la evolución de los sistemas interactivos. En su revisión, se destaca cómo este modelo puede aplicarse a múltiples dominios, desde la exploración espacial hasta el rescate en desastres, y se analizan los retos asociados a la implementación de sistemas híbridos que equilibren control, adaptabilidad y confianza.

En conjunto, estas contribuciones evidencian que la autonomía compartida no es un enfoque aislado, sino un paradigma transversal que se adapta a distintos niveles de complejidad, criticidad y colaboración, permitiendo a los sistemas robóticos integrarse de forma más natural y eficaz en entornos humanos.

3.3.13 Intencionalidad, autonomía compartida y arbitraje en la interacción humano-robot

El avance de la robótica interactiva ha dado lugar a enfoques cada vez más sofisticados que buscan mejorar la calidad y eficacia de la colaboración entre humanos y robots. Entre los conceptos fundamentales que sustentan esta evolución se encuentran la **intencionalidad**, la **autonomía compartida** y el **arbitraje**. Si bien cada uno representa una dimensión distinta del comportamiento robótico, su integración resulta esencial para lograr una interacción natural, adaptativa y segura.

La **intencionalidad** en robótica se refiere a la capacidad del sistema para inferir, interpretar y anticipar las metas y deseos del usuario humano, ajustando su comportamiento en función de dicha comprensión (Yuksel et al., 2016; Xu et al., 2019). Esta capacidad es particularmente relevante en contextos colaborativos, donde el éxito de la tarea depende en gran medida de que el robot actúe de manera coherente con las intenciones humanas. Por ejemplo, durante una actividad de rehabilitación asistida, un robot debe ser capaz de detectar la intención del paciente de iniciar un movimiento para proporcionar la asistencia necesaria en tiempo real.

En paralelo, el concepto de **autonomía compartida** introduce una perspectiva colaborativa sobre el control de las acciones. En este modelo, el humano y el robot comparten la toma de decisiones, combinando el juicio humano con la capacidad sensorial y computacional del sistema robótico (Adams et al., 2012; Zacharias et al., 2016). La autonomía compartida permite que el robot actúe como un asistente proactivo, capaz de ofrecer sugerencias o ejecutar subtareas, mientras el humano mantiene el control final sobre la acción. Esta distribución equilibrada del control resulta particularmente útil en entornos complejos como la cirugía robótica (Stone et al., 2008)

o el ensamblaje industrial, donde se requiere precisión técnica sin sacrificar el criterio humano.

La integración de intencionalidad y autonomía compartida potencia la capacidad de los sistemas robóticos para colaborar de forma eficiente con los humanos. Por ejemplo, en una tarea cooperativa, un robot puede interpretar las intenciones de un usuario para anticipar sus acciones y, simultáneamente, ofrecer opciones o ejecutar partes de la tarea bajo supervisión humana. Esta combinación favorece no solo la eficiencia operativa, sino también la percepción de control y confianza por parte del usuario (Murphy et al., 2008).

En este ecosistema interactivo, el concepto de **arbitraje** adquiere un papel clave. El arbitraje se refiere a la capacidad del sistema para tomar decisiones cuando se presentan conflictos entre múltiples objetivos o tareas simultáneas. En contextos reales, donde las condiciones cambian dinámicamente, el robot debe ser capaz de priorizar acciones en función de la relevancia, urgencia o intención del usuario (Losey, citado en Freeman et al., 1999). Por ejemplo, un robot que simultáneamente debe asistir a un usuario y evitar un obstáculo deberá arbitrar entre continuar con la tarea o interrumpirla para evitar una colisión.

Desde el punto de vista de implementación, el arbitraje puede materializarse mediante estrategias como sistemas de prioridades, planificación basada en modelos o arquitecturas de control de comportamiento jerárquicas. Estas estrategias permiten al robot mantener una toma de decisiones eficiente en entornos complejos, ambiguos o con múltiples agentes, facilitando una interacción más robusta y adaptable. En conjunto, la sinergia entre intencionalidad, autonomía compartida y arbitraje no solo permite desarrollar robots más inteligentes y autónomos, sino también más sensibles a las necesidades humanas, promoviendo una colaboración fluida, efectiva y centrada en el usuario.

El concepto de arbitraje en robótica se ha explorado en varios trabajos científicos y por varios autores. A continuación se presentan algunas líneas de pensamiento y ejemplos de autores y obras científicas que justifican la importancia del arbitraje en robótica:

1. Sistemas de priorización: Esta línea de pensamiento se centra en la idea de que los robots deben tener un conjunto de prioridades predefinidas para ayudarlos a tomar decisiones en situaciones complejas. Por ejemplo, en un sistema de priorización, las tareas de seguridad pueden tener la máxima prioridad, mientras que las tareas secundarias pueden ser pospuestas en caso de conflicto. Un ejemplo de esta línea de pensamiento es el trabajo de Antoni Grau y otros coautores, "A Systematic Review of Task Allocation in Multi-Robot Systems" (2014).
2. Sistemas de planificación: Esta línea de pensamiento se enfoca en la planificación de tareas y la asignación de recursos para maximizar la eficiencia. Los sistemas de planificación utilizan técnicas de planificación automática para encontrar soluciones óptimas a los problemas de arbitraje. Un ejemplo de esta línea de pensamiento es el trabajo de Maria Gini y otros coautores, "Multi-Robot Planning under Uncertainty: Survey and Future Directions" (2016).

3. Sistemas de control de comportamiento: Esta línea de pensamiento se enfoca en la idea de que los robots deben tener un conjunto de comportamientos predefinidos que les permitan tomar decisiones rápidas y efectivas en situaciones de conflicto. Los sistemas de control de comportamiento utilizan técnicas de inteligencia artificial para permitir a los robots tomar decisiones autónomas en tiempo real. Un ejemplo de esta línea de pensamiento es el trabajo de José María Cañas, "A Behavior-Based Arbitration Architecture for Multiple Mobile Robots" (2000).

La convergencia entre los conceptos de intencionalidad, autonomía compartida y arbitraje constituye un eje teórico-práctico fundamental en el diseño de sistemas avanzados de interacción humano-robot. Lejos de tratarse de capacidades aisladas, estos tres elementos conforman un marco interdependiente que permite abordar de forma holística los desafíos inherentes a la colaboración entre agentes artificiales y humanos en entornos dinámicos, inciertos y de alta variabilidad contextual.

Capítulo 4. Marco metodológico

El marco metodológico de esta tesis doctoral lo hemos estructurado de la siguiente manera:

- Tipo y enfoque de investigación
- Fuentes de información
- Técnicas de recolección y análisis de la información
- Variables que analizar
- Población y muestra
- Presentación de la experimentación

4.1 Introducción al Marco Metodológico de Investigación

El marco metodológico de investigación constituye el esqueleto estructural de cualquier estudio científico, proporcionando la base sobre la cual se construye la investigación. Es una parte fundamental del proceso investigativo que nos ha guiado en la recolección, análisis e interpretación de datos. Este marco proporciona una estructura lógica y sistemática para abordar las preguntas de investigación, evaluar hipótesis y extraer conclusiones significativas. Al establecer los métodos y las técnicas que se utilizarán en este estudio, el marco metodológico se convierte en el mapa que orienta la travesía de esta tesis doctoral hacia el descubrimiento y la comprensión más profunda de nuestro tema de estudio.

Aunque existen varios tipos y enfoques de investigación, cada uno diseñado para abordar diferentes preguntas y problemas de investigación, tras una larga discusión justificaremos la elección de cada uno según el apartado de la investigación.

4.2 Tipos de investigación

La investigación descriptiva se centra en la observación y registro de fenómenos tal como son, sin alterarlos, con el fin de entender y explicar situaciones, eventos o comportamientos dentro de un contexto específico. Por otro lado, la investigación exploratoria actúa como un estudio preliminar que se embarca en temas poco examinados anteriormente, con el propósito de identificar preguntas de investigación relevantes, definir términos y establecer una base para investigaciones futuras.

La investigación explicativa o causal profundiza en el análisis de las relaciones de causa y efecto entre diversas variables, buscando determinar las razones detrás de ciertos eventos o fenómenos. Mientras tanto, la investigación correlacional se dedica a examinar la relación entre dos o más variables, pero sin afirmar una relación de causa y efecto, con el objetivo de establecer si existe una asociación entre ellas y cuál es el grado de relación.

La investigación cuantitativa recoge y analiza datos numéricos para describir, explicar o predecir fenómenos, apuntando a proporcionar resultados que sean estadísticamente válidos y generalizables. Contrariamente, la investigación cualitativa recopila datos no numéricos, como observaciones, entrevistas o documentos, con el fin de comprender los fenómenos sociales y humanos desde una perspectiva más profunda, explorando los significados, interpretaciones y contextos para obtener una comprensión más rica del comportamiento humano y las experiencias vividas.

En el caso de esta tesis doctoral, nos enfocaremos para el primer punto de estudio en una investigación cuantitativa, donde analizaremos de manera objetiva los datos recogidos de los sujetos que han realizado la experimentación con algoritmia avanzada en Matlab y donde hallaremos los resultados que nos permitirán determinar si se han alcanzado los objetivos. Al mismo tiempo, dado que tendremos que cruzar y comparar estos datos recogidos y analizados de manera objetiva (señales fisiológicas de los sujetos) con los test realizados de manera subjetiva por los mismos (test de SAM) donde se determinará su estado emocional durante la experimentación, tendremos que recurrir a la experimentación correlacional.

En el segundo punto de estudio, nos ceñiremos a una investigación pura de ingeniería, donde haremos pruebas de ensayo y error para conseguir determinar el proceso de fabricación óptimo del dispositivo para medir las señales fisiológicas de los sujetos en ensayos posteriores.

Por último, nos centraremos en una investigación del tipo cualitativa para poder definir un nuevo marco teórico de rehabilitación, basado en la poca documentación existente sobre esta línea de investigación, entrevistas con personas expertas y criterios científicos del grupo de investigación.

4.3 Enfoques de investigación

La investigación experimental se caracteriza por su capacidad para controlar y manipular variables independientes con el fin de observar sus efectos sobre las variables dependientes, buscando establecer relaciones de causa y efecto bajo condiciones controladas. En contraste, la investigación no experimental no manipula las variables independientes, sino que se enfoca en la observación de fenómenos tal como ocurren de manera natural, con objetivos centrados en la observación y descripción de fenómenos, el establecimiento de correlaciones o el análisis de tendencias a lo largo del tiempo.

La investigación mixta se distingue por la combinación de métodos cualitativos y cuantitativos dentro de un mismo estudio, lo que permite proporcionar una comprensión completa de un fenómeno. Su objetivo es integrar las fortalezas de ambos enfoques metodológicos para dar respuesta a preguntas de investigación más complejas. La investigación de acción, por su parte, implica una colaboración entre investigadores y participantes para resolver problemas y mejorar situaciones dentro de un entorno

específico, con el fin de lograr cambios prácticos y mejoras en prácticas dentro de comunidades u organizaciones.

La investigación longitudinal recopila datos de las mismas unidades de estudio a lo largo de un período prolongado, lo que permite observar cambios y tendencias a lo largo del tiempo y analizar el desarrollo o las transformaciones a través de diferentes etapas. Finalmente, la investigación transversal recopila datos en un único momento en el tiempo, ofreciendo una instantánea de una población o fenómeno en un punto específico, lo que facilita la comprensión de las características o condiciones actuales de los sujetos de estudio.

En el caso de nuestra investigación, podemos afirmar que el enfoque aplicado ha sido de investigación experimental, en el que ha existido una interacción entre diferentes agentes investigadores tanto de CARTIF como de la Universidad de Valladolid, en el que se han trabajado diferentes líneas de acción para la resolución de problemas y conflictos con el fin de lograr mejores prácticas en ámbitos clínicos y ambulatorios referentes a los entornos de rehabilitación de pacientes.

4.4 Fuentes de información

En esta tesis doctoral, las principales fuentes de información utilizadas han sido:

- **Artículos Científicos y Revistas Especializadas:** Los artículos publicados en revistas científicas especializadas en robótica, ingeniería biomédica y rehabilitación son fuentes esenciales, en nuestro caso "Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation", "Robotics and Autonomous Systems" y "Journal of Rehabilitation Research & Development".
- **Conferencias y Actas de Eventos Científicos:** Las conferencias como la "International Conference on Rehabilitation Robotics" y las actas de estos eventos presentan investigaciones actuales y hallazgos recientes en el campo de la rehabilitación robótica que nos han ayudado a esclarecer puntos importantes de la investigación con trabajos actuales.
- **Libros Académicos:** Los libros escritos por expertos en robótica y rehabilitación ofrecen una visión integral del tema y pueden proporcionar una comprensión profunda de los conceptos clave y las tecnologías asociadas. Algunos ejemplos en los que nos hemos apoyado son "Rehabilitation Robots for Neurorehabilitation in High-, Low-, and Middle-Income Countries" y "Rehabilitation Robotics".
- **Tesis Doctorales y Trabajos de Investigación:** Las tesis y disertaciones académicas pueden contener investigaciones originales y datos relevantes sobre terapias con robots de rehabilitación.
- **Informes de Investigación de Instituciones Académicas y Organizaciones de Investigación:** Los informes técnicos de universidades, centros de investigación y organizaciones especializadas suelen contener datos detallados sobre investigaciones en curso y resultados de estudios.

- **Informes y Publicaciones de Organizaciones de Salud y Rehabilitación:** Organizaciones como la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Asociación Internacional para la Función y la Integración en la Rehabilitación (IFR) publican informes y guías sobre tecnologías de rehabilitación, incluidas las terapias con robots.
- **Patentes:** Las patentes pueden proporcionar información sobre tecnologías específicas relacionadas con la rehabilitación robótica. Las bases de datos de patentes como Google Patents nos han sido útiles para este propósito.
- **Entrevistas con Expertos:** Las entrevistas con ingenieros, terapeutas ocupacionales, fisioterapeutas y otros profesionales que trabajan en el campo de la rehabilitación robótica nos han proporcionado perspectivas valiosas y experiencias prácticas, especialmente el personal de CARTIF, el Centro Hospitalario Benito Meni, investigadores de la Facultad de Matemáticas de la UVa (Alfonso Gordaliza) y de la Facultad de Telecomunicaciones de la UVa (Roberto Hornero).

En un estudio científico sobre terapias con robots de rehabilitación, existen diversas técnicas de recolección y análisis de información que se pueden emplear para obtener datos significativos y llegar a conclusiones válidas. A continuación, se citan algunas de las principales técnicas de recolección y análisis de información relevantes para este tipo de investigación.

4.5 Técnicas de Recolección de Información:

En primer lugar, la técnica de la observación directa juega un rol crucial al permitirnos visualizar cómo los pacientes interactúan con los robots de rehabilitación dentro de contextos clínicos, proporcionando así un rico entendimiento del comportamiento humano y las respuestas emocionales frente a la tecnología. Por otro lado, al utilizar la técnica de entrevistas estructuradas y semi-estructuradas, se pueden explorar de manera detallada las percepciones, experiencias y opiniones de una amplia gama de participantes, incluyendo pacientes, terapeutas y expertos en robótica, revelando insights profundos sobre el impacto de las terapias robóticas en la rehabilitación. Otra técnica son los cuestionarios y encuestas, por su parte, son herramientas valiosas para la recolección de datos cuantitativos en gran escala, facilitando la comprensión de aspectos como la satisfacción del paciente, la mejora funcional y las percepciones generales del tratamiento. Muy importante es la técnica del registro de datos biométricos ofrece una base objetiva para evaluar el progreso físico, mediante la medición de variables fisiológicas críticas durante las sesiones de terapia. Finalmente, la técnica de la grabación y análisis de sesiones de terapia con robots de rehabilitación abren la puerta al examen meticuloso de las interacciones, permitiendo identificar patrones de comportamiento, evaluar el rendimiento del paciente y ajustar los tratamientos para maximizar su efectividad.

En nuestro caso, hemos empleado todas las técnicas descritas anteriormente, dependiendo del momento de la investigación.

4.6 Técnicas de Análisis de Información

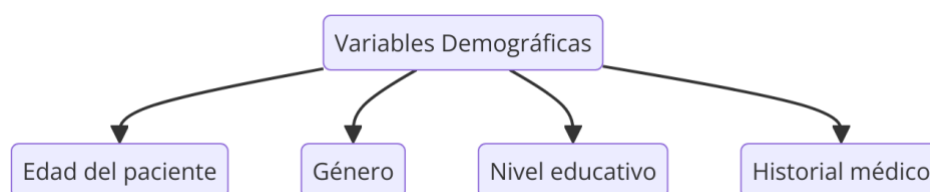
Existen diferentes técnicas de análisis de la información que hemos aplicado a esta tesis doctoral. En primer lugar, el análisis cualitativo profundiza en datos no numéricos, explorando patrones y significados en elementos como transcripciones y observaciones para comprender a fondo las experiencias y percepciones de los participantes. Esta metodología es crucial para identificar tendencias y desarrollar teorías basadas en las narrativas de los sujetos estudiados.

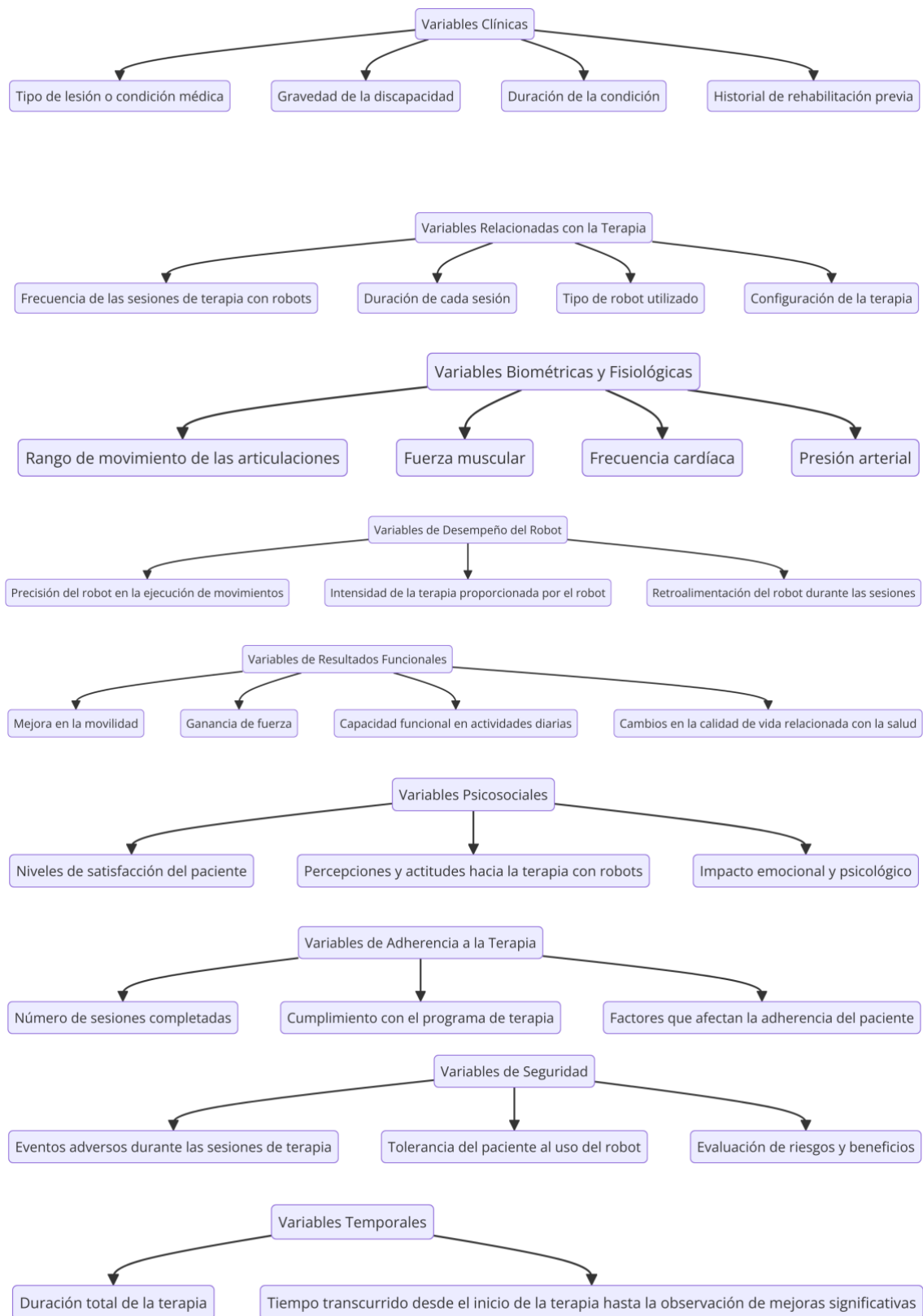
El análisis cuantitativo, por otro lado, aplica métodos estadísticos a datos numéricos obtenidos mediante cuestionarios y mediciones biométricas, lo cual es esencial para evaluar la efectividad de intervenciones terapéuticas, identificar correlaciones entre variables y cuantificar el avance de los pacientes en términos numéricos.

El análisis de contenido se concentra en examinar y categorizar el contenido textual para descubrir temas recurrentes, organizando así grandes volúmenes de información cualitativa de manera que facilita su interpretación y análisis posterior. Finalmente, el análisis de datos biométricos se vale de técnicas estadísticas avanzadas para interpretar las mediciones físicas y fisiológicas recabadas, lo que permite monitorear el progreso físico de los pacientes, detectar mejoras o deterioros en su estado y medir de manera objetiva la efectividad de las terapias aplicadas.

4.7 Variables a analizar

En un estudio científico de terapias con robots de rehabilitación, las variables a analizar deben ser cuidadosamente seleccionadas para abordar los objetivos específicos de la investigación. A continuación, se citan algunas de las principales variables que podrían ser relevantes en este contexto:





Estas variables proporcionan una base para evaluar la efectividad, seguridad y aceptabilidad de las terapias con robots de rehabilitación. La elección de variables dependerá de la naturaleza específica de la investigación, los objetivos del estudio y las

hipótesis planteadas. Además, es importante considerar la combinación de variables cuantitativas y cualitativas para obtener una comprensión completa de los resultados del estudio.

4.8 Población y muestra

En un estudio científico de terapias con robots de rehabilitación, la selección adecuada de la población y muestra es crucial para obtener resultados representativos y generalizables. Aquí se citan las características que hemos considerado al definir la población y la muestra:

A. Población:

1. Características Demográficas:

Incluir información sobre la edad, género y antecedentes médicos de los individuos que podrían beneficiarse de la terapia con robots.

2. Condición Médica Específica:

Definir claramente la condición médica o lesión para la cual se utiliza la terapia con robots (por ejemplo, pacientes con lesiones neurológicas, discapacidades motoras, etc.).

3. Gravedad de la Discapacidad:

Considerar la gravedad de la discapacidad o limitación funcional, ya que esto puede influir en la efectividad de la terapia y en los resultados obtenidos.

4. Historial de Rehabilitación:

Tomar en cuenta si los participantes han recibido previamente terapias de rehabilitación convencionales o si la terapia con robots es su primera experiencia.

5. Criterios de Inclusión y Exclusión:

Especificar criterios claros que determinen quiénes son elegibles para participar en el estudio y quiénes deben ser excluidos.

B. Muestra:

1. Tamaño de la Muestra:

Determinar el tamaño de la muestra en función del poder estadístico y la capacidad para detectar diferencias significativas entre grupos, si es aplicable.

2. Representatividad:

Asegurar que la muestra sea representativa de la población objetivo para que los resultados puedan generalizarse con mayor confianza.

3. Homogeneidad y Heterogeneidad:

Considerar la homogeneidad o heterogeneidad de la muestra en términos de características demográficas y clínicas para comprender mejor la aplicabilidad de los resultados.

4. Diversidad Étnica y Cultural:

Aunque en nuestra investigación no se ha tenido en cuenta debido a la población, es importante considerar la diversidad étnica y cultural en la muestra para obtener resultados más amplios y aplicables a diferentes grupos de población.

5. Coherencia con Objetivos del Estudio:

Asegurar que la muestra sea coherente con los objetivos y las preguntas de investigación del estudio para garantizar la relevancia de los resultados.

6. Informado:

Garantizar que los participantes comprendan completamente el propósito del estudio y proporcionen un consentimiento informado antes de su inclusión.

7. Adherencia a la Terapia:

Considerar la adherencia de los participantes a la terapia con robots como un factor que puede influir en los resultados.

8. Posibles Variables de Confusión:

Identificar y controlar posibles variables de confusión que podrían afectar los resultados del estudio.

Al definir la población y la muestra, es esencial equilibrar la precisión de los resultados con la aplicabilidad y la generalización de los hallazgos. Una cuidadosa consideración de estas características contribuirá a la validez interna y externa del estudio de terapias con robots de rehabilitación.

4.9 Presentación de la experimentación

Dada la complejidad de nuestro tema de tesis, la presentación de la experimentación en un estudio científico de terapias con robots de rehabilitación debe ser clara, detallada y transparente para que los lectores puedan comprender y evaluar adecuadamente el diseño experimental, la metodología y los resultados obtenidos. Esta es la estructura empleada para la presentación de la experimentación que se verá en el capítulo 5 de este documento:

1. Diseño experimental

a. Descripción del Diseño:

- Especificamos el tipo de diseño experimental utilizado (por ejemplo, ensayo clínico controlado aleatorio, estudio longitudinal, etc).

b. Justificación del Diseño:

- Explicamos por qué el diseño experimental seleccionado es apropiado para abordar las preguntas de investigación.

c. Variables Independientes y Dependientes:

- Enumeramos y definimos claramente las variables independientes (por ejemplo, tipo de terapia, duración de las sesiones) y las variables dependientes (por ejemplo, mejoras en la movilidad, calidad de vida).

2. Población y Muestra

a. Descripción de la Población Objetivo:

- Detallamos las características demográficas y clínicas de la población objetivo.

b. Criterios de Inclusión y Exclusión:

- Especificamos los criterios utilizados para seleccionar a los participantes, así como aquellos que los excluyen.

c. Muestra:

- Proporcionamos detalles sobre el tamaño de la muestra y cómo se determinó.

3. Procedimiento Experimental

a. Protocolo de Terapia con Robots:

- Describimos detalladamente el protocolo de terapia con robots, incluyendo la frecuencia de las sesiones, la duración y cualquier ajuste específico del robot.

b. Grupo de Control:

- Describimos cómo se manejó el grupo de control y cómo se comparó con el grupo experimental.

c. Randomización y Asignación:

- Explica cómo se llevó a cabo la randomización y cómo se asignaron los participantes a los diferentes grupos.

4. Instrumentos y Mediciones

a. Instrumentos Utilizados:

- Enumeramos y describe los instrumentos utilizados para recopilar datos, como cuestionarios, escalas de evaluación, o dispositivos biométricos.

b. Validación y Fiabilidad:

- Proporcionamos información sobre la validación y la fiabilidad de los instrumentos utilizados.

5. Análisis Estadístico

a. Métodos de Análisis:

- Describimos los métodos estadísticos utilizados para analizar los datos, especificando las pruebas de hipótesis, correlaciones u otras técnicas aplicadas.

b. Nivel de Significación:

- Indicamos el nivel de significación utilizado y cómo se interpretaron los resultados estadísticos.

6. Consideraciones Éticas:

- Abordamos cualquier consideración ética relacionada con la experimentación, como el consentimiento informado, la confidencialidad y la aprobación ética.

7. Resultados:

- Presentamos los resultados de manera clara y concisa, utilizando gráficos, tablas y estadísticas según sea necesario. Esto se abordará en el capítulo 6.

8. Discusión:

- Interpretamos los resultados, los comparamos con la literatura existente, discutimos las limitaciones y sugerimos posibles direcciones futuras. Esto se abordará en el capítulo 7.

9. Conclusiones:

- Resumimos las conclusiones del estudio y cómo contribuyen al conocimiento existente en el campo de las terapias con robots de rehabilitación. Esto se abordará en el capítulo 8.

Capítulo 5. Experimentación y desarrollo de la investigación

El desarrollo y la experimentación de un estudio de investigación constituyen un proceso meticuloso y estructurado, crucial para la obtención de resultados fiables y significativos. En la fase inicial, se plantea de manera clara el problema de investigación, identificando el tema de estudio y formulando preguntas específicas que guiarán la indagación. La revisión exhaustiva de la literatura existente proporciona un contexto sólido y fundamenta teóricamente el trabajo.

A continuación, se procede al diseño de la investigación, donde se elige el tipo de enfoque (descriptivo, exploratorio, explicativo) y se define el diseño específico del estudio (experimental, cuasiexperimental, no experimental). La identificación precisa de las variables y, en su caso, la formulación de hipótesis, son pasos esenciales en este proceso, ya que proporcionan la base conceptual del estudio. La población objetivo se define con detalle, especificando las características demográficas y clínicas relevantes. A partir de esta población, se selecciona una muestra representativa, estableciendo criterios de inclusión y exclusión para garantizar la validez y aplicabilidad de los resultados. En paralelo, se desarrollan los instrumentos de recolección de datos, tales como cuestionarios, escalas, entrevistas o dispositivos biométricos, y se someten a pruebas piloto para verificar su fiabilidad y validez.

La fase de recolección de datos se lleva a cabo siguiendo un plan predeterminado, registrando de manera detallada la información recopilada. Posteriormente, se procede al análisis de datos, aplicando métodos estadísticos o cualitativos según la naturaleza de los datos. Los resultados se interpretan en la discusión, contextualizándolos con la literatura existente y explorando sus implicaciones.

En la etapa de conclusiones, se resumen los hallazgos clave del estudio y se ofrecen sugerencias para futuras investigaciones. La redacción del informe final sigue una estructura predeterminada que incluye la introducción, el marco teórico, la metodología, los resultados, la discusión y las conclusiones. Durante esta fase, se presta especial atención a las citas y referencias bibliográficas, asegurando la correcta documentación de fuentes.

En todo el proceso, las consideraciones éticas, como el consentimiento informado y la confidencialidad, son fundamentales para garantizar la integridad y la legitimidad de la investigación. En conjunto, estos pasos garantizan que el estudio no solo contribuya al avance del conocimiento en el campo de las terapias con robots de rehabilitación, sino que también cumpla con los estándares éticos y metodológicos exigentes en la investigación científica.

Se divide la investigación en las tres partes mencionadas a lo largo de este documento, la primera de ellas la parte de la determinación del estado psico-emocional de pacientes durante el desarrollo de tareas de rehabilitación con un robot. La segunda de ellas el desarrollo de un dispositivo tipo wearable para la medición de las señales fisiológicas de los pacientes durante el desarrollo de las tareas de rehabilitación, de tal manera que se

sustituye el hardware biopack mp-150 utilizado en la primera parte por este otro dispositivo. La tercera parte es el estudio y desarrollo de un marco teórico conceptual en el que se determinan las interacciones entre los distintos agentes que intervienen durante las terapias.

5.1 Determinación del estado psico-emocional mediante ensayos

El estudio se llevó a cabo con 52 personas voluntarias, siendo todos sujetos sanos, mayores de edad y trabajadores del Centro Tecnológico CARTIF en el que se desarrolló.

Todos los pacientes fueron debidamente informados por el técnico encargado de realizar la experimentación y dieron por escrito su consentimiento antes de comenzar con el estudio, indicando que entendían el propósito de este y los requerimientos que conllevaba. Se contó con un total de 19 mujeres (36,54%) y 33 hombres (63,46%). Las pruebas se realizaron entre los meses de Julio y Agosto del 2016, en una sala habilitada en uno de los sótanos del centro, a una temperatura controlada de 25°C y con material sanitario para preservar la higiene del técnico de cara al trabajo con los voluntarios.

Los sujetos del estudio se encontraban entre los 21 y 52 años, por lo que todos eran sujetos jóvenes-adultos o adultos dentro de edades donde las dolencias de corazón son menos frecuentes. La media de edad era de 37,69 con una desviación estándar de 7,29 años, el peso medio era de 73,61 kilogramos con una desviación media de 16,16 kilogramos y la estatura media era de 173,15 centímetros con una desviación estándar de 9,04 centímetros.



Figura 3 Plataforma robótica Physiobot

Por otro lado, la plataforma de neurorehabilitación utilizada en el estudio es Physiobot, un sistema robótico diseñado para proporcionar asistencia activa en la rehabilitación de individuos con disfunción del miembro superior como consecuencia de un accidente

cerebrovascular. Esta tecnología fue desarrollada en la Fundación Cartif y presenta una arquitectura que incorpora un controlador háptico. Este controlador ajusta el nivel de asistencia durante la terapia según las necesidades del individuo, siguiendo el paradigma de "asistencia según sea necesario". Mediante un entorno basado en RSG, se busca aumentar la motivación durante la realización de terapias de rehabilitación. Physiobot permite medir los niveles de velocidad y fuerza de estímulos hápticos, lo que puede provocar diversas respuestas emocionales identificables mediante el análisis de la dinámica del sistema nervioso autónomo (SNA). Para obtener una descripción más detallada de la plataforma Physiobot, se puede consultar. En cuanto a las tareas de Rehabilitación Virtual, la plataforma Physiobot respaldaba dos tipos de terapias virtuales, clasificadas como modos "Asistencia Activa" y "Pasiva Guiada". Estas opciones se ampliaron al incluir una nueva categoría de terapias destinadas a la recuperación funcional en entornos cotidianos, conocidas como Actividades de la Vida Diaria (AVD) [30]. Estas terapias buscan simular situaciones de la vida real en las que los participantes enfrentan escenarios que encuentran en su día a día. Debido a la condición de una persona con lesión cerebral adquirida (ABI, por sus siglas en inglés), la complejidad del escenario no puede exceder ciertos límites, limitando así la libertad de movimiento y evitando esfuerzos extenuantes por parte del paciente. Por lo general, estos escenarios se centran en actividades de recoger y colocar objetos. El objetivo es llevar a cabo la misma terapia en dos entornos gráficos completamente distintos: uno rico en estímulos visuales y auditivos (Cocina), realista y lleno de información visual, y otro entorno que se extrae del primero, eliminando todos los estímulos visuales y auditivos para concentrarse únicamente en los elementos objetivo (Formas Geométricas). La Figura 4 ilustra el proceso conceptual de obtener el entorno esquemático (D: Formas Geométricas) mediante la eliminación progresiva de detalles del entorno original (A: Cocina).

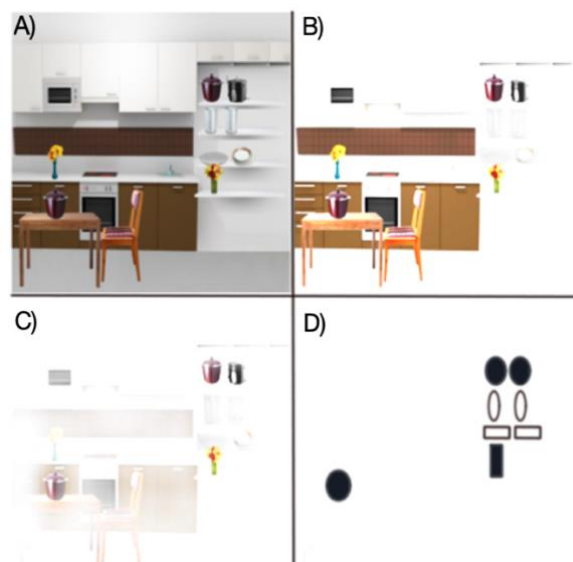


Figura 4 Transición de terapia virtual con mucha carga gráfica a poca carga gráfica

5.1.1 Acquisition Block

Para llevar a cabo la experimentación con sujetos, se habilitó una sala del Centro Tecnológico Fundación CARTIF. Todos los sujetos eran personas sanas trabajadores del CentroLas pruebas se llevaron a cabo de forma individual atendiendo a un estricto protocolo de actuación, que incluía una información previa a los voluntarios sobre las características de la prueba, firma de consentimiento, correcta colocación de los sensores para toma de datos, y el control de la asistencia de los voluntarios a las terapias.

El hardware biomédico utilizado para el registro de señales fisiológicas ha sido el dispositivo BIOPAC MP150. Consiste en un procesador central y otros módulos complementarios dependiendo de las señales fisiológicas que se quieren medir, como se muestra en la

El módulo principal es aquel que utilizamos para conectar el pack a un PC, y de este modo es como visualizamos y gestionamos la información que se lee desde los módulos complementarios.

Los módulos periféricos estaban conectados en serie al módulo principal. Como se ha dicho anteriormente, cada módulo complementario gestionaba una señal fisiológica distinta. Dado que nosotros íbamos a medir tres (electrocardiograma, resistencia galvánica de la piel y temperatura de la piel) necesitábamos tres módulos. La frecuencia a la que se configuraba el pack para la toma y procesamiento de las señales va en el rango desde los 1 Htz hasta los 2000 Htz. Nosotros lo registramos a 2000 Htz.

El primer módulo es el GSR100C: Este módulo permite la lectura y registro de señales correspondientes a la resistencia galvánica de la piel, también llamada respuesta electrodérmica. Esta señal fisiológica se mide como la conductividad que varía conforme la sudoración de los sujetos. Las glándulas sudoríparas de los dedos son más sensibles a los cambios emocionales y a los pensamientos, por ello es donde se midió la actividad eléctrica para identificar las situaciones de estrés.

El segundo módulo es el SKT100C: Este módulo permite realizar las lecturas de las señales fisiológicas asociadas a la temperatura corporal externa. La señal fisiológica asociada a la temperatura electrodérmica de la piel guarda relación con la resistencia galvánica de la misma, de ahí que se halla elegido para su monitorización.

El tercer y último módulo es el ECG100C: Es un módulo asociado a la actividad cardíaca del corazón. Este módulo permitía registrar las señales eléctricas que emiten los cuerpos de los sujetos, imperceptibles de otra manera que no fuera a través de este equipo.

Previo a la experimentación con sujetos, es necesario desarrollar una serie de nuevas terapias con el objetivo de determinar la relación psico-emocional de un paciente con un entorno de rehabilitación de diferente carga visual, y de esta manera intentar determinar si el uso de un determinado tipo de “juego” puede incentivar o estimular el desarrollo de un buen ejercicio por parte del paciente durante la rehabilitación. Para ello se han

elaborado diferentes entornos gráficos, y se han añadido a los ya existentes. El periodo de desarrollo fue desde Febrero de 2016 hasta Julio de 2016.

La experimentación se llevó a cabo con la plataforma robótica Physiobot, que ha sido desarrollada en la Fundación Cartif en una colaboración con la Uva. Es un robot que incorpora un control háptico, concebido para la neuro-rehabilitación de los miembros superiores de personas que sufren algún tipo de discapacidad neuromotora adquirida. De esta manera, a través de un entorno basado en juegos virtuales se aumenta la motivación a la hora del desempeño con las terapias de rehabilitación.

Este factor es clave en el proceso de reorganización neuronal, plasticidad, necesario para re-adquirir las capacidades motoras perdidas a raíz del accidente. En la **Error! Reference source not found.** se observa la plataforma robótica una vez instalada en el lugar de la realización de las pruebas con voluntarios. Como se puede apreciar consta de dos partes diferenciadas: por un lado una pantalla en la que se visualizan los entornos terapéuticos virtuales, y por otro la mesa robotizada para la realización de los ejercicios de rehabilitación. En esta mesa, se disponía de un joystick, que representaba la posición de la mano real de paciente en un sistema cartesiano XY y lo escala al tamaño de la pantalla, para de esta manera tener una percepción real de la ubicación de la mano del propio paciente en los juegos.

Al desplazar el joystick por el espacio de trabajo, se registran tanto los desplazamientos originados como la fuerza que el individuo es capaz de aportar, y mediante el paradigma de control conocido con el nombre de “asistencia a medida”, generaba la fuerza necesaria para completar el movimiento que la terapia está demandando. Así, la potencia prestada por el robot se regulaba en función del trabajo que realiza la persona, favoreciendo el control de los movimientos del paciente.

La configuración del análisis en línea, los filtros y las transformaciones proporcionan comentarios en tiempo real, o puede elegir entre una amplia variedad de herramientas de análisis fuera de línea. Múltiples opciones de visualización están disponibles durante y después de la adquisición, nosotros nos hemos centrado en las cuatro señales medidas y analizadas: GSR, SKT, ECG y RR.

Por último, para el análisis estadístico de las señales se ha utilizado MATLAB_R2016b, en el cual se realizaron diferentes scripts que importaban archivos en formato .txt donde se encontraban almacenados todos los datos relativos a las señales fisiológicas de los pacientes medidas con el BIOPAC MP100 y registrados con el AcqKnowledge. Una vez importados se aplicaban los filtros de HF y LWF, se visualizaban las curvas y se aplicaban las operaciones necesarias para obtener los indicadores estadísticos usados por último para extraer las conclusiones.

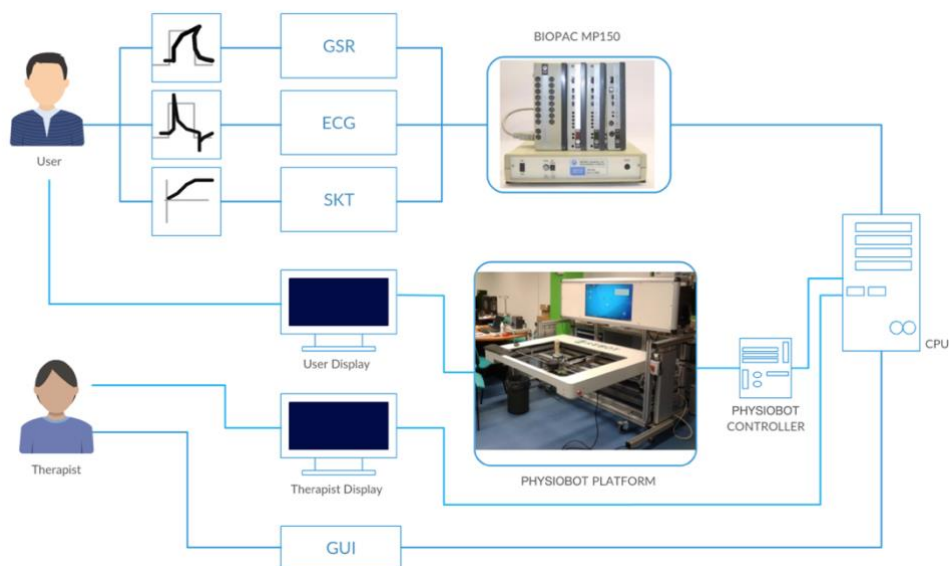


Figura 5 Proceso de adquisición de señales y su procesamiento

5.1.3 Virtual Reality Games

a. Terapias Convencionales

Previo al desarrollo de las nuevas terapias, la plataforma Physiobot contaba con una serie de entornos gráficos que eran los utilizados hasta la fecha. Estos consistían en el modo “Activo Asistido” y “Pasivo Guiado”, el Activo Asistido en un entorno de rehabilitación en el que el paciente debía tratar de mantener el máximo tiempo posible una mano virtual sobre un ratón, persiguiendo para ello al objetivo a lo largo de una pantalla, desplazándose al mismo tiempo sobre la mesa robótica en el plano horizontal. De esta manera se ejercitaban las extremidades superiores y los reflejos del sujeto. Cuanto mejor lo hiciera, menos asistencia proporcionaba el robot, buscando de esta manera un progreso en la rehabilitación.

En el modo “Pasivo Guiado” no existía asistencia por parte del robot, y era el paciente el que debía de realizar todo el esfuerzo para superar las diferentes terapias, que consistían por ejemplo en hacer pasar un personaje a lo largo de un túnel excavado en 2D sin que tocara las paredes del mismo.

b. Terapias AVD

Son las denominadas Actividades de la Vida Diaria. Tratan de simular situaciones de la vida real, en la que los pacientes tienen que desenvolverse en situaciones en las que se ven de manera cotidiana. Debido a la afección que sufre una persona con un accidente cerebro vascular, la complejidad no puede superar ciertos límites, por lo que la libertad de movimientos se encuentra acotada y nunca se le pedirá realizar grandes esfuerzos.

Inicialmente, la terapia disponía de tres variantes: Colocar Libros, Marcar Numero y Destapar Imágenes. A continuación se muestran unas capturas de los juegos:



Figura 6 Terapia virtual "Colocar ropa en el armario"



Figura 7 Terapia virtual "Colocar cocina"

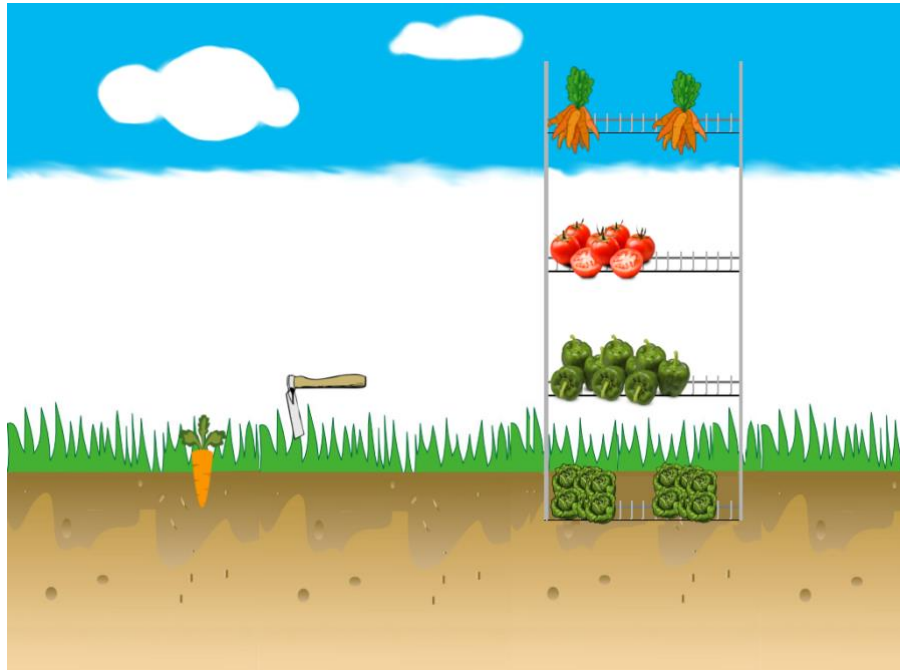


Figura 8 Terapia virtual "Huerto"



Figura 9 Terapia virtual "Hacer la compra"

c. Terapia Marcar Número

Del mismo modo que se planteó la idea de poder elaborar diferentes entornos para un mismo tipo de juego, simulando de este modo tener una mayor variedad de juegos y al

mismo tiempo buscando abarcar diferentes estilos, se ha elaborado un diseñador para la terapia de Marcar Numero. Los gráficos abarcan 4 clases diferentes de teclados:

En función de la persona y su capacidad para reconocer los objetos, se ha intentado abarcar desde lo más simple como pueden ser una simples figuras geométricas de colores hasta animales, intentando siempre que los gráficos y los dibujos resulten siempre lo más amigables posible para que no sean un elemento reticente a la hora de realizar la terapia, si no estimulante. En este caso las manos cambian, ya no tenemos el mismo tipo de manos que la terapia de Colocar Libros. Tenemos desde la mano original que simula un dedo pulsando un tecla, hasta manos orientativas con flechas.

Esta terapia virtual consiste en seguir un patrón de imágenes dispuestas al azar que conforman



Figura 10 Terapia virtual "Marcar número"

una serie. Se debe de desplazar por la pantalla una mano virtual utilizando el joystick de PHYSIOBOT. Cuando la mano alcanza una de los recuadros, se va dibujando un borde alrededor de la "tecla". Si la tecla es la correcta en el orden de la serie, el recuadro se irá dibujando verde. Si por el contrario es errónea, el borde será rojo.

Una vez finalizada la secuencia se subirá de nivel si se consigue hacer dentro de unos límites de tiempo. Si no, se repetirá el nivel de dificultad manteniendo el nivel de asistencia.

5.1.4 Experimental setup and protocol

Para llevar a cabo la experimentación con voluntarios, se elaboró un protocolo de actuación con diferentes etapas,

ETAPA 1: La recepción del sujeto. El lugar habilitado para la experimentación con la plataforma fue en la sala de lactancia de la Fundación Cartif, situada en el sótano. El ambiente era por tanto de relajación ante la ausencia de estímulos externos, una temperatura ambiente de 18°C y una humedad relativa baja. La sala estaba acondicionada con luminarias y un lavabo, botiquín y depósito para desechos. Tras saludar cordialmente al paciente, se le acomodaba en una silla frente a la mesa donde se le iba a explicar el proceso. Primeramente se le recordaba los criterios de exclusión y se le leía el documento informativo sobre la prueba (A.1) (previamente enviados por correo interno).

ETAPA 2: Una vez entendido el procedimiento y tras la atención de las dudas y/o peticiones del voluntario se le hizo entrega de los documentos elaborados para el estudio, estos eran: el documento de consentimiento, la plantilla identificativa y los cinco test SAM que se rellenarían conforme las instrucciones del técnico. Posteriormente, se realizó la firma del documento de consentimiento (0) tras la lectura del mismo, quedando una copia en posesión de la técnica, y otra a disposición del paciente.

Una vez finalizada la explicación de la experimentación, se asignó un número identificativo a cada sujeto a fin de preservar la intimidad de los datos. Dicho número figuró en todos y cada uno de los documentos que realizados desde ese momento. A continuación se rellenó la ficha del paciente donde figuran todos los datos relativos a peso, sexo, edad, antecedentes... por parte del técnico encargado. En caso de no ser conscientes del peso actual del paciente, disponían de una báscula para comprobarlo. Finalizada la ficha, se colocó a los sujetos en la silla frente a la plataforma robótica para dar comienzo con los ejercicios de rehabilitación. Se les colocaron los sensores en la mano conforme a lo explicado en el apartado, dejando siempre libre la mano hábil del voluntario para poder manejar el joystick del robot.

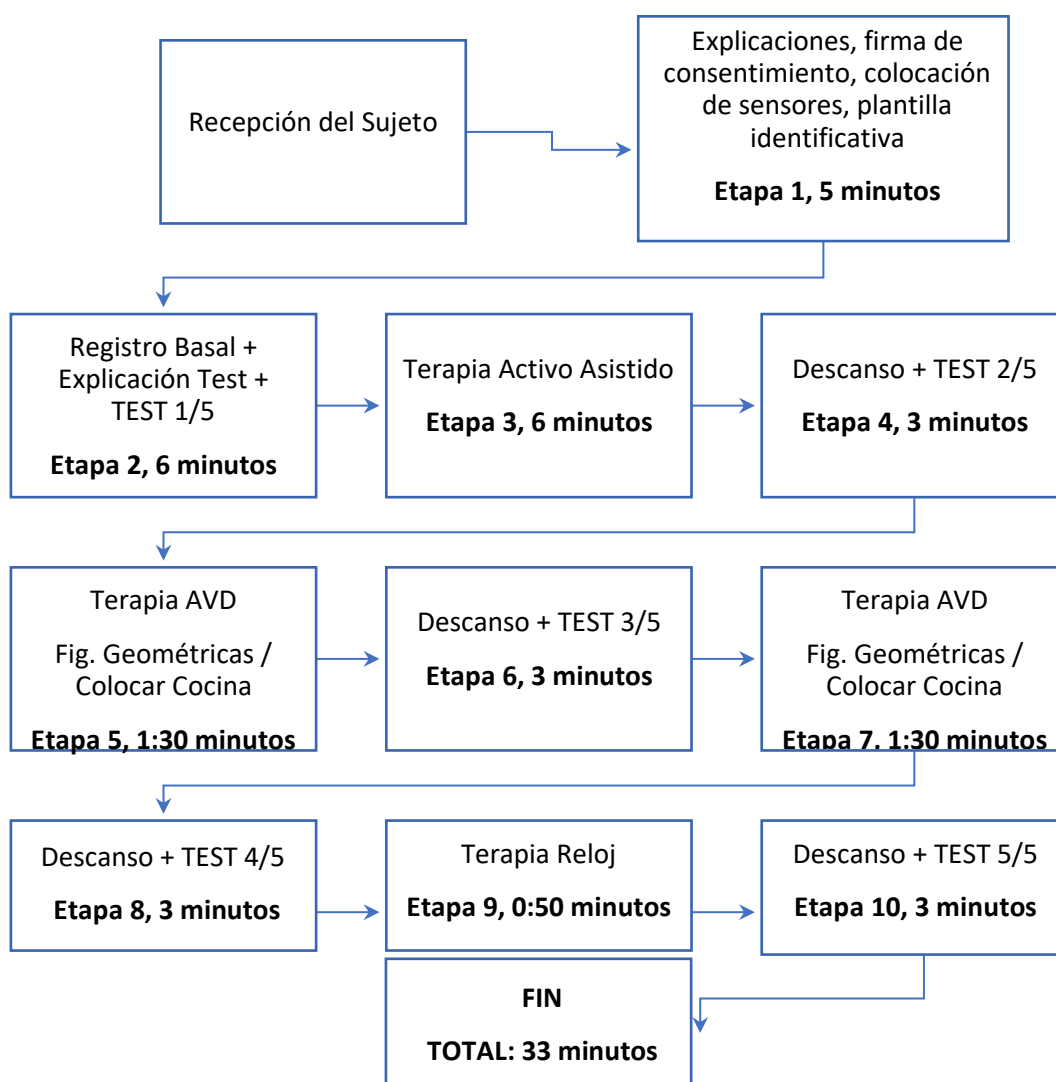
En el caso de las pacientes de sexo femenino que acudieron con ropa de difícil acceso para la colocación de los sensores del ECG, se les dio la privacidad necesaria y las explicaciones oportunas para que se los colocaran ellos mismos. Posteriormente se comprobó en la ETAPA 2 que la señal de los sensores era buena, para proceder a la recolocación en caso contrario.

ETAPA 3: Adquisición de datos con el registro basal. Durante esta adquisición el sujeto debía de estar en actitud/posición relajada. No existió interacción alguna con el robot, sirvió como base de interpretación para el resto de las señales. Con el fin de no alterar los registros, se procuró no interactuar con el voluntario a menos que fuera totalmente imprescindible. Al finalizar los 6 primeros minutos se facilitó el primer test SAM, se reprodujeron las instrucciones mediante una voz grabada en un ordenador y tras asegurarse de que el sujeto entendía las mismas se rellenó y entregó al técnico. El primer

test analiza cómo la puesta en marcha del experimento ha afectado al sujeto, es decir, analiza cuál es la situación psicológica del sujeto ante la explicación recibida, la firma del documento de consentimiento, la colocación de los sensores, y la toma de datos basales.

ETAPA 4: Una vez terminado el registro basal se solicitó al sujeto que colocara la mano hábil en el robot y se lanzó la primera terapia. Esta terapia tenía una duración de seis minutos con un grado de dificultad “fácil” –dentro de 3 posibles grados-. La dinámica del juego era la misma para desarrollar la terapia sin complicaciones, dependiendo de la destreza del voluntario. La terapia finalizaba automáticamente al alcanzar el reloj interno los 6 minutos de duración, obteniendo el paciente una puntuación determinada.

ETAPA 5: En la quinta etapa se producían tres minutos de descanso durante los cuales el voluntario estaba en reposo. Mientras tanto, se solicitó al sujeto que rellenase el segundo test SAM, con el objetivo de analizar cómo, la terapia ejecutada, ha afectado en el sujeto, es decir, analizar cuáles son las reacciones que el sujeto ha experimentado como consecuencia de realizar la terapia.



ETAPA 6: Al comienzo de la segunda terapia o sexta etapa, se solicitó al voluntario que se preparase para la interacción con el robot. La terapia sería ahora del tipo AVD – Actividades de la Vida Diaria-. El primer entorno con esta terapia fue el de las Figuras Geométricas, figuras negras sobre un fondo blanco. Se buscaba relacionar el efecto que pudiera causar en el sujeto un entorno gráfico carente de estímulos visuales y acústicos. La duración de la terapia dependía del propio sujeto, ya que finalizaba al completar los objetivos de desplazamiento. El grado de dificultad era “difícil”, lo cual implicaba la ausencia total de asistencia por parte del robot.

ETAPA 7: En la séptima etapa se producían tres minutos de descanso durante los cuales el voluntario estaba en reposo. Mientras tanto, se solicitó al sujeto que rellenase el tercer test SAM, con el objetivo de analizar cómo, la terapia ejecutada, ha afectado en el sujeto, es decir, analizar cuáles son las reacciones que el sujeto ha experimentado como consecuencia de realizar la terapia.

ETAPA 8: Al comienzo de la tercera terapia u octava etapa, se solicitó al voluntario que se preparase para la interacción con el robot. La terapia sería de nuevo del tipo AVD – Actividades de la Vida Diaria-. El segundo entorno con esta terapia fue el de la Cocina, donde se trataba de ordenar todo el menaje dentro de una cocina. Se buscaba relacionar el efecto que pudiera causar en el sujeto un entorno gráfico repleto de estímulos visuales y acústicos. La duración de la terapia dependía del propio sujeto, ya que finalizaba al completar los objetivos de desplazamiento. El grado de dificultad era “difícil”, lo cual implicaba la ausencia total de asistencia por parte del robot.

ETAPA 9: En la novena etapa se producían tres minutos de descanso durante los cuales el voluntario estaba en reposo. Mientras tanto, se solicitó al sujeto que rellenase el cuarto test SAM, con el objetivo de analizar cómo, la terapia ejecutada, ha afectado en el sujeto, es decir, analizar cuáles son las reacciones que el sujeto ha experimentado como consecuencia de realizar la terapia.

ETAPA 10: Al comienzo de la cuarta terapia o décima etapa, se solicitó al voluntario que se preparase para la interacción con el robot. La terapia sería de nuevo del tipo Reloj. Se trataba de que el paciente alcanzara mediante el desplazamiento del robot las diferentes horas que se marcaban en un reloj, en una secuencia horaria preestablecida. La duración de la terapia dependía del propio sujeto, ya que finalizaba al completar los objetivos de desplazamiento. El grado de dificultad era “difícil”, lo cual implicaba la ausencia total de asistencia por parte del robot.

ETAPA 11: En la undécima etapa se producían tres minutos de descanso durante los cuales el voluntario estaba en reposo. Mientras tanto, se solicitó al sujeto que rellenase el quinto y último test SAM, con el objetivo de analizar cómo, la terapia ejecutada, ha afectado en el sujeto, es decir, analizar cuáles son las reacciones que el sujeto ha experimentado como consecuencia de realizar la terapia.

Al agotar el tiempo estipulado se finalizó de forma manual la adquisición de datos y se recogieron en un fichero cuyo identificador fue el número previamente asignado al

voluntario. Por último, se retiraron los electrodos y sensores asistiendo al voluntario durante el proceso. Se agradeció su colaboración y se le despidió de forma cordial.

Signal	Index	Description
GSR	SCR	Number of SCR (skin conductivity response) events in a stage (events / stage)
	Frec_SCR	Frequency of occurrence of SCR responses in one stage (events / min)
	Amp_SCR	Average amplitude of SCR responses in one stage (μ S)
	SCL	Average value of the GSR signal in one stage (μ S)
SKT	SKT	Average value of the last 5 seconds of the peripheral temperature in a stage ($^{\circ}$ C)
ECG	MEAN_RR	Average value of the variability of the heart rate in one stage (ms)
	SDNN	Standard deviation of all NN (beat-to-beat) intervals (ms)
	pNN50	NN50 count divided by the total number of all NN intervals. (%)
	LF/HF ratio	The ratio of low (LF) to high (HF) frequency power.

Tabla 1 Índices obtenidos del procesamiento

Si nos fijamos en el esquema de la Figura 23 podemos ver el proceso que hubo que llevar a cabo, una vez que se partía de las tres señales fisiológicas en bruto tal y como se leyeron, hasta obtener los índices con los que se pretenden extraer los resultados.

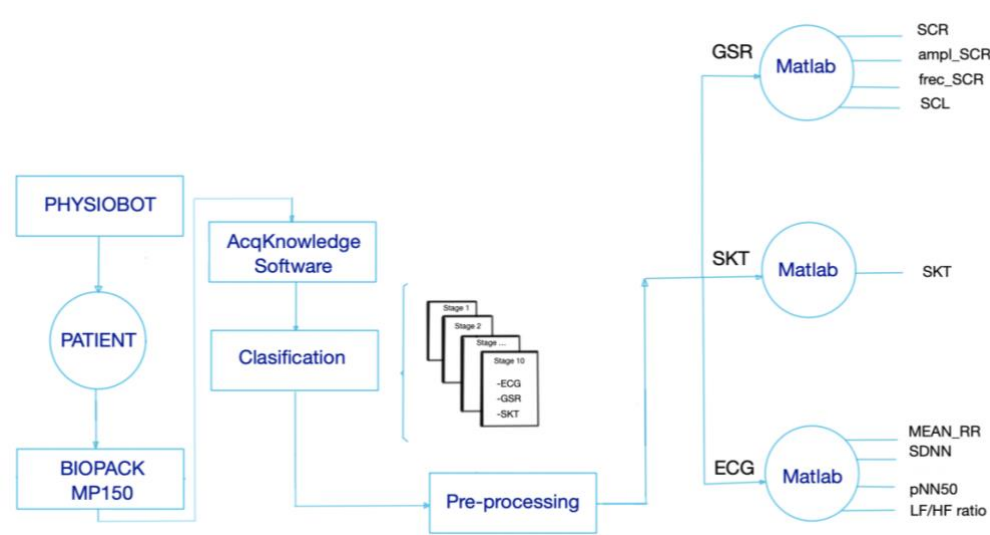


Figura 11 Diagrama de flujo del procesamiento de datos

STAGE	DURATION	DESCRIPTION
1	5 min	Reception of participant. Delivery of documentation and information to the subject about the development of the test. Placement of electrodes
2	6 min.	Signals acquisition in basal conditions and test SAM1 at the end.
3	6 min.	1st RSG Therapy, Catching a moving target, Active Assisted Mode. Low difficulty level.
4	3 min.	The subject is at rest and completes the SAM2 test on the previous stage
5	1:30 min.	2nd RSG therapy, ADL. Graphic environment: Geometric shapes (black figures on a white background). High difficulty level, no assistance
6	3 min.	The subject is at rest and completes the SAM3 test on the previous stage
7	1:30 min.	3rd RSG therapy, ADL. Graphic environment: Kitchen (high graphic detail), High difficulty level, no assistance.
8	3 min.	The subject is at rest and completes the SAM4 test on the previous stage
9	0:50 min.	4th RSG Clock therapy. High difficulty level, no assistance.
10	3 min.	The subject is at rest and completes the SAM5 test on the previous stage

Tabla 2 Descripción del protocolo de actuación

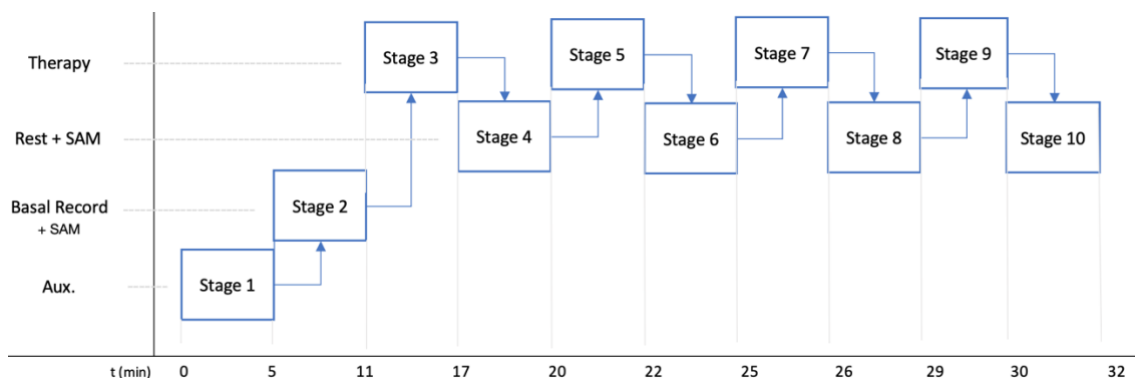


Figura 12 Diagrama de flujo del procolo de actuación

5.1.5 Presentación de los datos

Lo primero que hubo que hacer para desarrollar el software fue disponer de una información bien clasificada. Así, se tenía información en un formato tradicional (papel)

que no era más que el test SAM que cada sujeto tenía que cumplimentar tras cada terapia. Esto constituía la primera información en bruto, y se almacenó en un archivo con formato ‘.xls’ de Excel nombrado como ‘Datos_Estres_Instantáneo’, en el que se puso la información extraída de cada voluntario tanto por filas como por columnas, en orden, siendo por tanto la primera fila la que correspondía al primer voluntario. El orden seguido en las columnas es el que sigue:

- identificación del paciente,
- edad,
- peso,
- altura,
- sexo (0: femenino, 1: masculino),
- mano hábil (0: diestro, 1: zurdo),
- utilización previa al estudio del robot (0: no, 1: sí),
- es jugador/a frecuente de videojuegos (0: no, 1: sí),
- y los datos de los tres índices de los tres test SAM entregados.

Para el orden de los datos en el archivo procedentes del test SAM, se dispusieron en columnas tanto por el número del test en el orden en que se realizaron, como por cada fila siguiendo un orden descendente:

- Test SAM 1: Valencia o placer,
- Test SAM 1: Umbral o excitación,
- Test SAM 1: Dominio,
- Test SAM 2: Valencia o placer,
- Test SAM 2: Umbral o excitación,
- Test SAM 2: Dominio,
- Test SAM 3: Valencia o placer,
- Test SAM 3: Umbral o excitación,
- Test SAM 3: Dominio

A parte de esto, durante el desarrollo de las terapias se llevaba a cabo la grabación de todas y cada una de las señales fisiológica de los pacientes con el software del BIOPACK AcqKnowledge, grabándose en un fichero con extensión .ACQ. Todas las señales se miden en unidades preseleccionadas con anterioridad, como ya se explicó también se eligieron milivoltios para el ECG, microsiemens para el GSR y $^{\circ}\text{C}$ para el skt. Estos otros ficheros que se generaban se guardaban bajo el nombre "Registros_Bruto". A cada voluntario se le asignaba un directorio con subcarpetas donde se almacenaba toda esta información, denominada como "P_X", siendo la X el número correspondiente al voluntario según a lista original utilizada para las terapias. Como el procesamiento de las señales se hizo desde un software propio que se había editado previamente, hubo que pasar los ficheros que se generaban a otro de fichero de metadatos, dispuestos en filas y columnas. Cada columna representaba cada tipo de señal fisiológica, en el que además se incluyó la señal de ritmo cardíaco ya procesada desde el propio AcqKnowledge. Aunque esta señal no se

utilizaba posteriormente en el resto del estudio, se almacenó por si fuera de utilidad en un futuro. El AcqKnowledge permite la exportación a .txt de los archivos que genera por defecto. Desde ese momento se contó con un total de 52 directorios. es un tipo de archivo en el que se van guardando las gráficas que se registran sobre una base de tiempo con una frecuencia de lectura de 2.000 Htrz, como ya se explicó anteriormente.

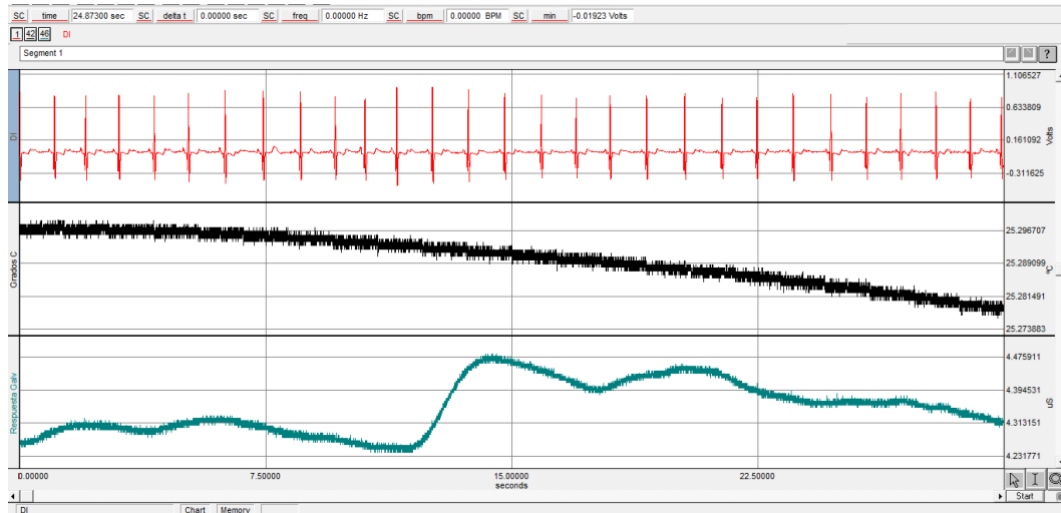


Figura 13 Señales fisiológicas registradas con AcqKnowledge durante la experimentación con pacientes

5.1.6 Clasificación de los datos

La clasificación de los datos se realizó dividiendo cada archivo en bruto en nueve archivos diferentes. Para esto, los indicadores recopilados durante el estudio se dividieron en cinco niveles que corresponden a los protocolos, para trabajar con secciones de diferentes niveles de estrés y para monitorearlos de manera independiente. Para lograr un procesamiento más rápido de los archivos, el software se realizó en la plataforma Matlab 2013, lo que permitió descomponer el archivo principal de acuerdo con el período estimado del protocolo. Para una disposición más racional, se consideraron los retrasos llevados a cabo en las etapas 1, 3 y 5, ya que en los niveles 2 y 4 no se retrasó ningún retraso desde la finalización de la terapia.

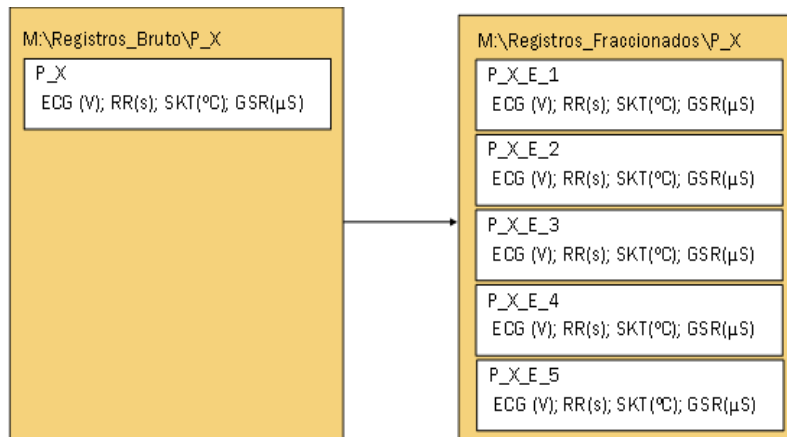


Figura 14 Sistema de jerarquía de archivos

Durante el procesamiento de los datos extraídos, la lectura de algunos de ellos los cuales se corresponden con diferentes voluntarios se hizo incorrectamente. Solo se registraron 23 minutos de prueba, por lo que se eliminaron dichos registro de estos voluntarios. Finalmente hubo 50 voluntarios con 9 archivos por cada uno procesado,.

5.1.7 Pre-procesamiento de las señales

Debido a que el procesamiento de datos es diferente según la señal, hubo que dividir las tres señales (actividad del corazón, comportamiento de la piel y la temperatura), que ya estaban divididas en etapas. El software desarrollado para esta tarea se encarga de leer el archivo y dividir las tres señales en un vector de datos de cada una, trabajando a partir de la señal que refleja el ritmo cardíaco del corazón ya que esta señal no era objeto de estudio como se ha explicado anteriormente. Por lo tanto, se crearon tres vectores de datos en cada una de las diferentes etapas con el objetivo de procesar cada uno de ellos

Además, en relación con la señal GSR, era necesario procesarla previamente, ya que la marca debería almacenarse en 500 Hertz. Este submuestreo se realizó para hacer los procesadores más rápidos, ya que obtuvo los datos de 2000 Hertzios, la cantidad de muestras que se procesaron fue muy alta y el procesamiento de cada señal muy complejo. Por lo tanto, para la adquisición de los datos se optó por una frecuencia de muestreo más baja que la frecuencia de adquisición. Con este muestreo, no se perdió ninguna información relevante, ya que la señal que mide la conductividad electrodérmica de la piel tiene unas variaciones lentas que se pueden captar con una frecuencia de 500 Hertz.

La función recibe el archivo de entrada y establece tres factores que corresponden a la marca ECG, GSR y SKT, con frecuencia de muestreo de 2000, 500 y 2000 hercios, por separado.

a. Señal GSR

El electrodo de la señal de la piel de la conductancia (GSR, por sus siglas en inglés) trata de crear un ambiente estimulante con eventos tales como el olor o el sonido que estimula

el contacto con la piel, o permanecer en un programa de estrés. Esta respuesta se muestra con un retraso de aproximadamente un segundo, aumentando rápidamente a un punto y disminuyendo lentamente al alcance del estado inicial. Está vinculado a una operación emocional e inteligente independiente, se usa con sensibilidad para procesar y manipular sensiblemente el sistema nervioso confuso.

La actividad electrodérmica ayuda a una serie de características que recuerdan la respuesta de la persona a sus mentes. Por un lado, un grado de comportamiento de la piel (SCL), que se relaciona con una extensión relativamente grande de la piel. Se cree que los cambios de nivel de este índice son una reflexión sobre los cambios generales de la actividad de devolución. Por otro lado, las respuestas de conductividad de la piel (SCR, por sus siglas en inglés), que están relacionadas con el sistema nervioso confuso en la mayoría de los cambios rápidos, constituyen un evento mensurable para señalar. El objetivo es procesar la cura del asma de la piel para dibujar cuatro características dérmicas:

- Los eventos SCR: eventos de la respuesta de conductividad de la piel en una etapa (eventos/etapa)
- La frecuencia SCR: frecuencia de ocurrencia de las respuestas SCR en una etapa (eventos/min)
- La amplitud de SCR: valor medio de la amplitud de las respuestas SCR en una etapa (μS)
- El nivel de SCL: valor medio de la señal GSR en una etapa (μS)

La eliminación de las marcas complejas es el resultado de la cantidad de datos que componen la marca, a pesar de que se ha submuestreado en el proceso de antemano. Además, el folleto no muestra una forma clara y acordada de manejarlo, por lo que se ha desarrollado un software completamente nuevo de acuerdo con las pautas que se han seguido en estudios similares.

El nivel electrodérmico tónico o SCL crea una línea base en el cambio regular, es decir, siempre está cambiando dentro de un individuo, y puede ser diferente de los individuos. Algunos investigadores han decidido que la propia SCL, solo, no es suficiente conocimiento para la toma de las mejores decisiones. Por lo tanto, el promedio simple en la señal no sería suficiente como una medida de SCL, ya que el SCL puede haber sido muy apreciado, ya que también hay SCR que voluntariamente construyen el tramo. La medida promedio del SCL está entre 1 y 16 μS porque la medición ya está balanceada. Aunque la señal electrodermal se puede encontrar entre 1 y 40 μS en respuestas específicas

En ambos casos, las características del nivel de tono se aproximan al promedio de la señal, ya que los eventos SCR se analizaron en paralelo, incluido un análisis completo de la conductividad de la piel, teniendo en cuenta el alcance de cada característica y marco. En otras palabras, el nivel SCL no es el único resultado considerado para los resultados.

En cuanto a la respuesta o eventos con SCR, proporcionamos información relevante en estudios similares que estudiamos. Para el estudio, se deben tener en cuenta dos características de señalización: latencia y umbral. Entre los eventos, es decir, las señales positivas y rápidas de la señal, ER-SCR y NS-SCR, se pueden distinguir de los eventos no relacionados, respectivamente. Son los primeros directamente relacionados con estímulos externos y los segundos no requieren estímulos concretos. Su diferencia principal es que un ES-SCR cuenta con un tiempo de latencia entre la aparición del estímulo y la primera desviación significativa de la señal que suele ser de entre 1 y 3 segundos. Los episodios, por otro lado, son las características básicas que cumplen todos los eventos de la señal conductiva, para ser cuantificados como una respuesta conductiva. Este umbral está fijado en $0,05\mu\text{S}/5\text{s}$ [Por tanto el aumento en la señal debe tener una amplitud de al menos $0,05\mu\text{S}$ en un máximo de 5 segundos de tiempo de pico]. Las flexiones que no cumplen con este sitio no se contarán como SCR. La respuesta dérmica tiene una amplitud entre 0.3 y $1.3\mu\text{S}$ y puede alcanzar hasta 2 o $3\mu\text{S}$. Con una aceleración agresiva de alto estrés, puede alcanzar una amplitud de $8\mu\text{S}$, pero es poco probable que suceda. Es difícil calcular la frecuencia de los eventos, pero la frecuencia SCR es de 1 a 3 minutos por minuto, con 10 períodos de relajación y 20-25 minutos cada vez. gran emoción

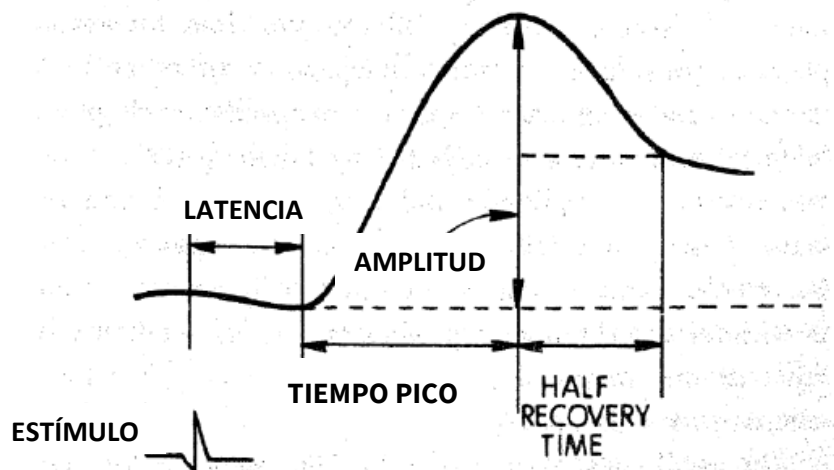


Figura 15 Representación del SCR en un evento de GSR

La señal GSR de los voluntarios se puede ver en la Fase 1, registro basal. Corresponde a la señal en bruto obtenida durante el estudio, que es una muestra de 500 Hz durante el preprocesamiento. En la señal GSR o actividad electromédica, el ruido de alta frecuencia siempre se superpone y no se puede alcanzar la señal para alcanzar los picos creados por aceleración de la señal. Por este motivo hubo que eliminar todo el ruido posible.

TIEMPO DE PICO

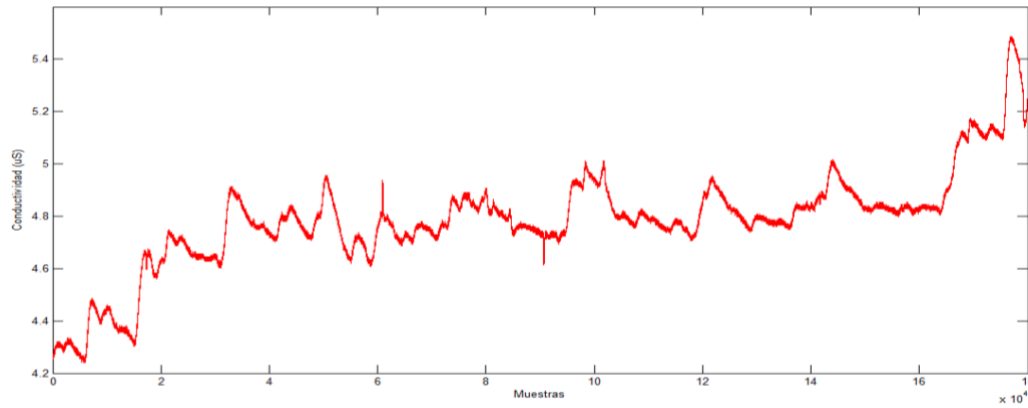


Figura 16 Lectura de una señal GSR a 500 Hertz en 6 minutos

El filtro de procesamiento de señal es un filtro digital del filtro de movimiento promedio que funciona de manera similar al filtro de filtro, para eliminar el ruido y mejorar la señal. El filtro está en la siguiente fórmula:

$$Y(n) = \sum_{k=n-\frac{m}{2}}^{n+\frac{m-1}{2}} \frac{X(k)}{m}$$

Donde 'Y' es la salida del filtro, 'X' son los datos de entrada de la señal, 'm' son las muestras por periodo y 'n' es el número de muestras a filtrar

El filtro móvil promedio ha sido seleccionado por su manejo simple, debido a su carga de procesamiento de baja velocidad y la eliminación de ruido blanco, Su funcionamiento es la entrada promedio de la entrada 'm' para lograr una salida sin ruido. Se seleccionó el tamaño de muestra de 1100 muestras, un promedio de 1100 muestras, para filtrar la muestra de cada señal. Este número es de 2.2 segundos, considerando que la frecuencia de la señal es de 500 Hz. Se ha seleccionado el tiempo máximo sin evitar este evento, por menos tiempo para que ocurra, la latencia es menor que el tiempo y, por supuesto, la ocurrencia de un evento es menor que SCR.

Una vez que se filtra la señal, se puede alcanzar la señal para encontrar los puntos máximos. Para hacer esto, se ha realizado un acercamiento simple de la diferencia opuesta:

$$Y(n) = \frac{X(n) - X(n - 1)}{\delta T}$$

Este procedimiento ha sido seleccionado porque el primer método de aproximación derivada es un error menor. se presenta el resultado de la aproximación a la derivada.

Para realizar el pre-procesado de la señal se desarrolló un software en Matlab el cual se presenta en el anexo Carlos Guerrero se basa en un software similar al desarrollado en su tesis La forma de señal de entrada de función es una señal GSR y las salidas son un filtro de señal y una señal de señal de filtro. Las variables, como la frecuencia, 500 Hz y las muestras, significan, deben ser 1100 para los cálculos.

se observa una señal de amplitud de 5 segundos. Representa el ruido presente en la señal GSR y el resultado del retorno de la filtración, presentando la aproximación realizada.

Se observa la derivada de la señal filtrada, la derivada es de gran utilidad en el procesamiento puro de la señal.

En la se observa la señal GSR y la señal filtrada de un voluntario durante la etapa 1.

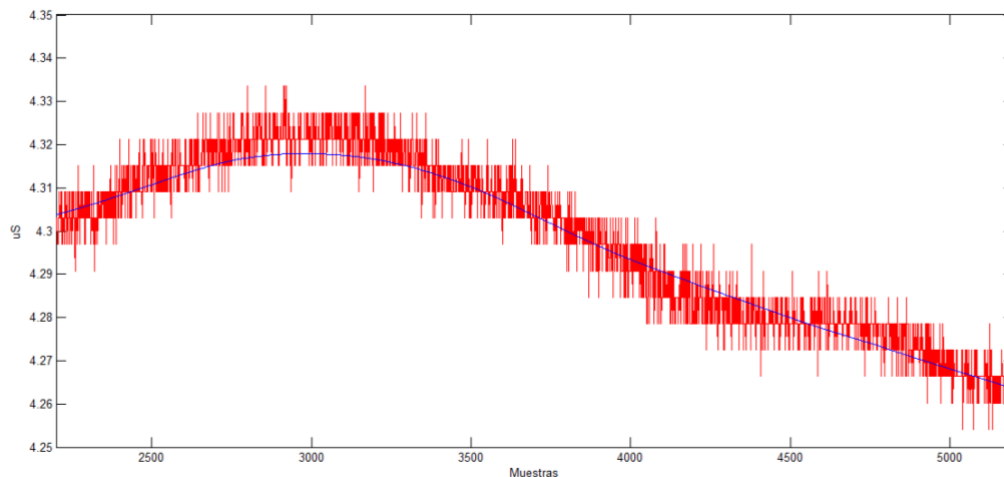


Figura 17 Señal GSR con ruido (rojo) y filtrada (azul)

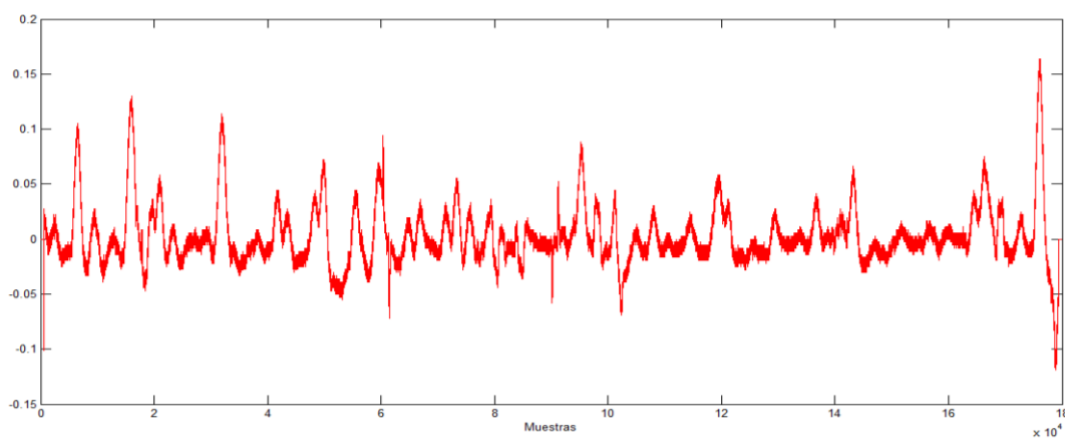


Figura 18 Primera derivación GSR

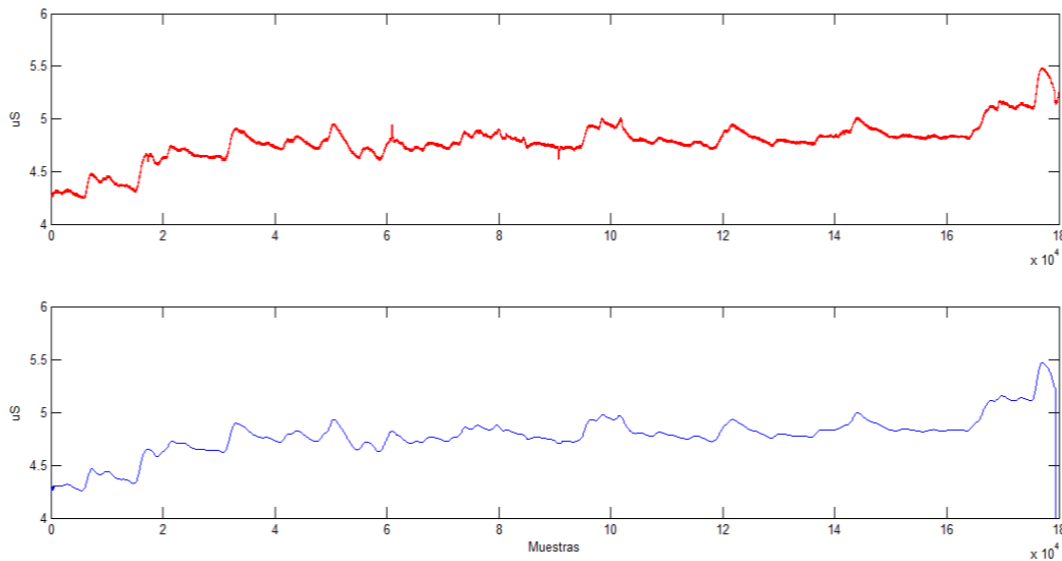


Figura 19 Señal bruto (rojo) y filtrado (azul) de GSR

El software detallado a continuación y ensamblado en el Apéndice B.4, es completamente original, funciona desde la señal GSR filtrada y se extrae para extraer eventos importantes en la señal. Se trata de encontrar eventos SCR que se puedan cuantificar y encontrar su amplitud. Para registrar los eventos durante una fase, también se registran la medición absoluta de los eventos observados y una medida con respecto a los minutos de duración de fase, es decir, la frecuencia de eventos por minuto.

Para verificar la estabilidad de los eventos SCR, debe encontrar los consejos en la señal que elevan un mínimo de 0.5 microSiemens en 5 segundos, ya que es la única premisa clara en la literatura para este fenómeno. Sin embargo, está marcado como una guía esencial que, además del aumento de señal, hay una disminución a continuación, por lo que un techo es en sí mismo un evento SCR si y solo si después de una inclinación positiva hay una pendiente negativa. Por lo tanto, para encontrar una respuesta cutánea SCR a la señal, se deben cumplir al menos tres pautas:

- Ser un máximo en la gráfica
- Que su pendiente positiva crezca como mínimo $0.5\mu\text{S}/5\text{s}$
- Que durante el tramo de crecimiento del máximo no haya deflexiones.

Si se cumplen estas tres directrices, el techo se toma como un evento de respuesta a los estímulos y, por lo tanto, se calcula. Para realizar la verificación, se desarrolló un programa en la plataforma Matlab 2013. En los esquemas representados, se presenta el diagrama de flujo del algoritmo que comprueba que se cumplen las siguientes condiciones, con las que se satisfacen las pautas señaladas anteriormente:

- Condición 1: La derivada del punto origen (P0) del SCR es nula.

- Condición 2: Durante los 5 segundos previos a punto origen (P0) hay al menos un punto (P1) donde la diferencia de amplitud es de 0.05 μ S.
- Condición 3: Durante el crecimiento del evento no hay ningún punto (Px) con pendiente negativa, si lo hay este se encuentra más alejado del punto origen (P0) que el primer punto que cumple la condición 2 (P1),

Matemáticamente:

$$distancia(P_x - P_0) > distancia(P_1 - P_0)$$

- Condición 4: Entre el nuevo evento y el evento anterior hay algún punto de pendiente negativa – la pendiente entre dos eventos no puede ser siempre positiva.

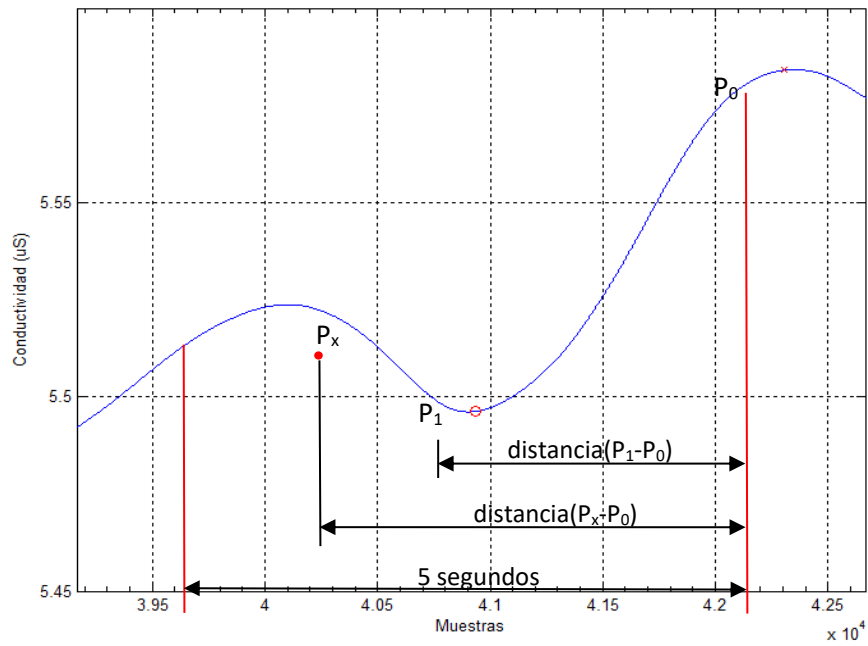


Figura 20 Tercera condición para detección del SCR

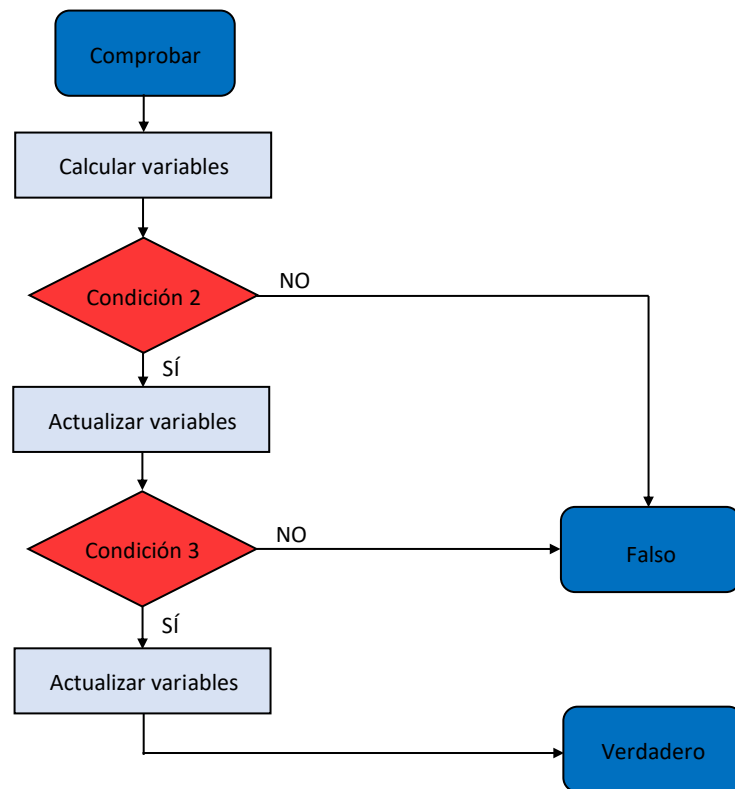


Figura 21 Algoritmo de detección de eventos SCR

Durante el desarrollo de este programa, se encontraron casos excepcionales que se tuvieron en cuenta y que formaron las condiciones que conforman la estructura del

programa. Específicamente, a continuación hay un error frecuente que puede modificar por completo los resultados del estudio. se visualiza el mismo tramo de la señal GSR durante la etapa 1, dos veces. En la primera imagen a la izquierda, se registran dos eventos SCR, ya que ambas ondas aumentan $0.5\mu\text{S} / \text{s}$, pero el punto más alto del primero no es el máximo, sino un punto de inflexión. Por lo tanto, la cuarta condición no se cumple. En la segunda imagen, este error ha sido corregido y está comprobado que son parte del mismo evento SCR. Por lo tanto, este es un evento único con una amplitud doble

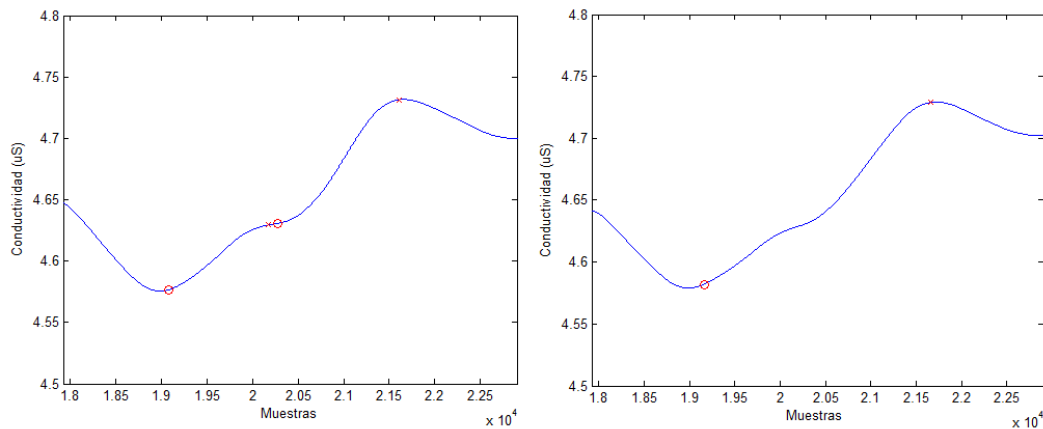


Figura 22 Aplicación algoritmo detección SCR sobre señal GSR

El resultado final del procesamiento se visualiza en donde puedes ver la señal filtrada al inicio y al final de cada evento grabado. Tanto el número de eventos como sus amplitudes se conservan.

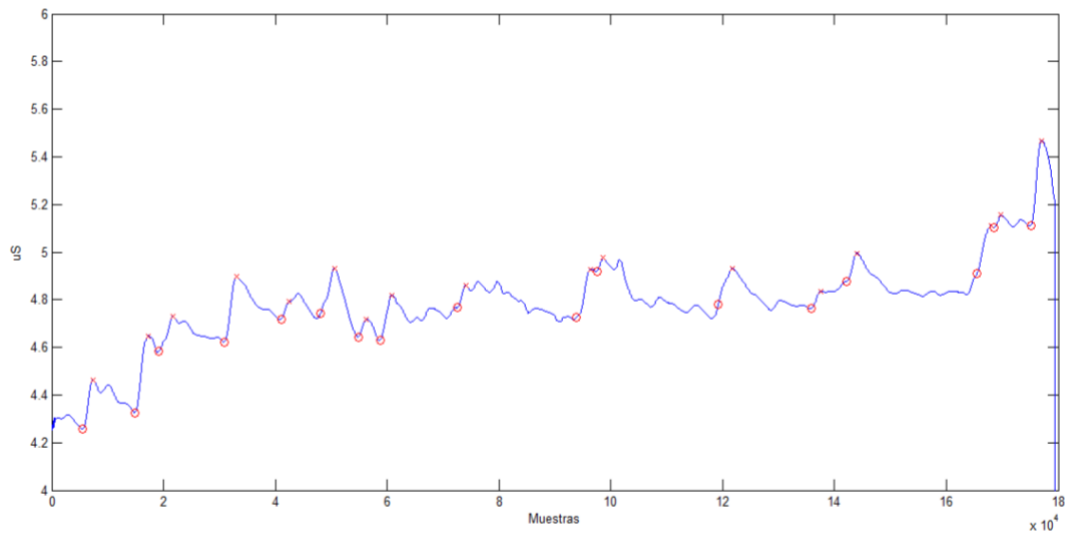


Figura 23 Representación eventos en señal GSR

Con respecto al índice SCL, el procesamiento es simple, solo el valor promedio de la señal GSR original se calcula durante la fase, por lo que el procesamiento preliminar no fue necesario para calcular este parámetro.

Por tanto, el software para el procesamiento de la señal GSR quedaría completamente descrito.

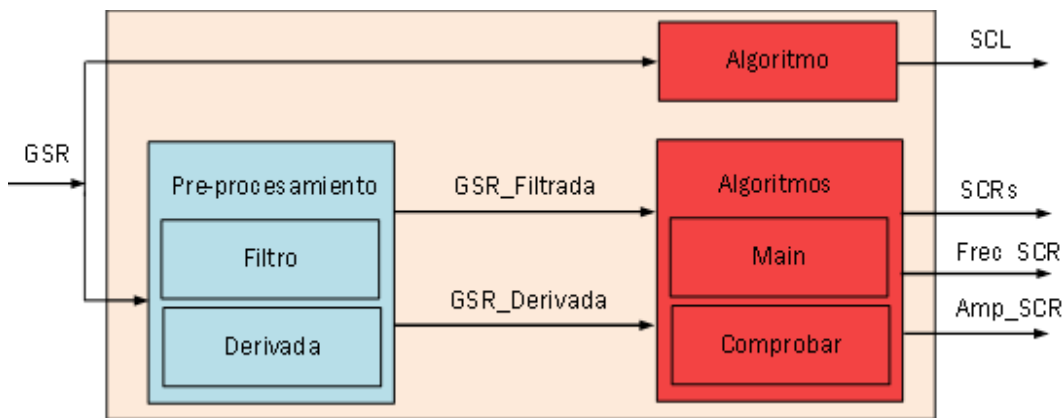


Figura 24 Software GSR

b. Señal SKT

La señal de temperatura de la piel (SKT) se refiere en todo momento a la temperatura de la piel de los dedos, especialmente el anular. La temperatura de la piel varía considerablemente debido a factores externos, se deben considerar dos factores principales: el sexo del sujeto y el estado térmico de la persona al comienzo del anexo. Por lo tanto, no tiene la intención de verificar que la temperatura de los sujetos sea similar a menos que usted verifique la variabilidad de esto durante el estudio. Los cambios de temperatura que ocurren en los dedos están relacionados con el volumen de sangre en la extremidad, cuya variación depende del sistema nervioso simpático y la actividad física.

La microcirculación de la piel se controla principalmente mediante una actividad simpática y, a menudo, se usa experimentalmente como una medida de esto, especialmente la de la piel de los dedos, porque contiene solo el neurotransmisor simpático. Los cambios en el flujo sanguíneo de la piel y la temperatura de la extremidad se utilizan como indicadores de los cambios reflejos simpáticos en respuesta a diversos factores, incluidos el estrés y los factores mentales o emocionales. En general, la disminución en la microcirculación causada por factores de estrés u otros estímulos que actúan sobre el sistema nervioso simpático se refleja por la caída en la temperatura de la punta del dedo. Por lo tanto, los cambios en la temperatura de la piel del dedo son útiles para evaluar los cambios psicofisiológicos, lo que hace que las extremidades de la temperatura sean un parámetro simple y conveniente para monitorear los cambios en la actividad del simpático.

Aunque la mayoría de los académicos y doctores argumentan que una situación psicológica estresante producirá una caída en la temperatura de la mano o de los dedos y que aumenta en una situación de relax, los datos no están claros. La señal de

temperatura es relativamente lenta en comparación con otras medidas psicofisiológicas, como la conductividad electrodérmica, que es una indicación de los cambios en el estado emocional de la técnica en tiempo real. Estos datos han llevado a resultados contradictorios en algunos estudios como Baker y Taylor en el cuál la temperatura aumentaba con la carga cognitiva. La actividad física del individuo también puede alterar la medida de temperatura. En un estudio llevado a cabo por Wenger los individuos sostenían el elemento de medición ejerciendo presión sobre él, aumentando la temperatura registrada. La temperatura en los dedos es el índice psicofisiológico más sensible para la evaluación del estrés, ya que muestra la hiperactividad del sistema nervioso simpático debido a la transición de un nivel de estrés normal o bajo a un alto grado de estrés Sin embargo, es necesario un tiempo de latencia para su correcta interpretación.

En este caso, la mano está en el medio de la noche, si se encuentra, y el sensor se fija con el dedo no hay necesidad de más subordinación de la persona. Antes de que la temperatura incluya la temperatura ambiente cuando la temperatura promedio de la temperatura se alcanza durante los últimos 5 segundos del ciclo, como en el caso de los estudios similares. De esta manera, la diferencia con respecto al estrés o la falta de estrés se habrá manifestado y se podrá medir. Por lo tanto, la característica medible que se extrajo de la señal de temperatura de la piel y que se almacenó es la temperatura promedio al final de la fase, definida como 'TEMP'. Se visualiza la señal de temperatura de un voluntario durante la etapa 4, como se puede observar su tendencia es descendente.

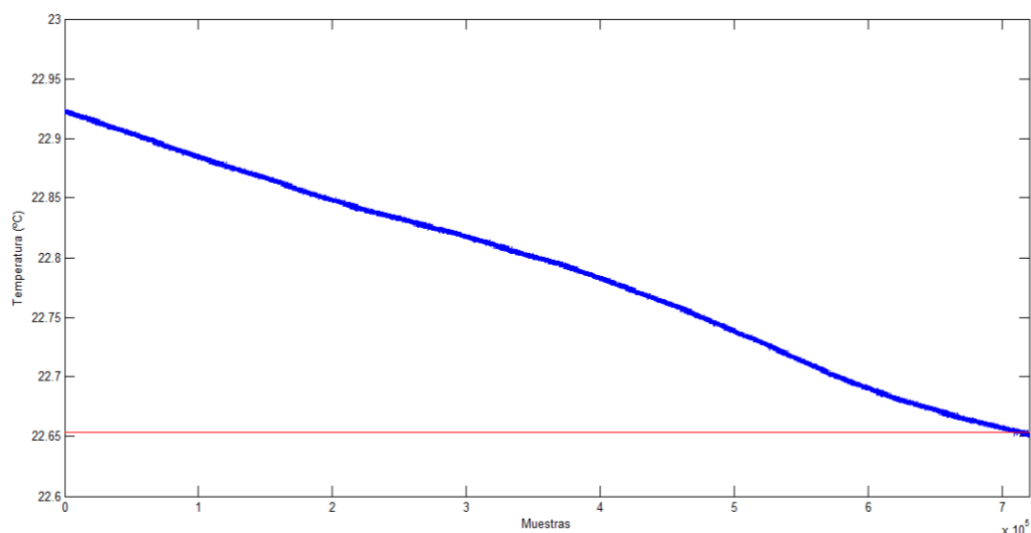


Figura 25 Señal SKT durante una terapia de rehabilitación

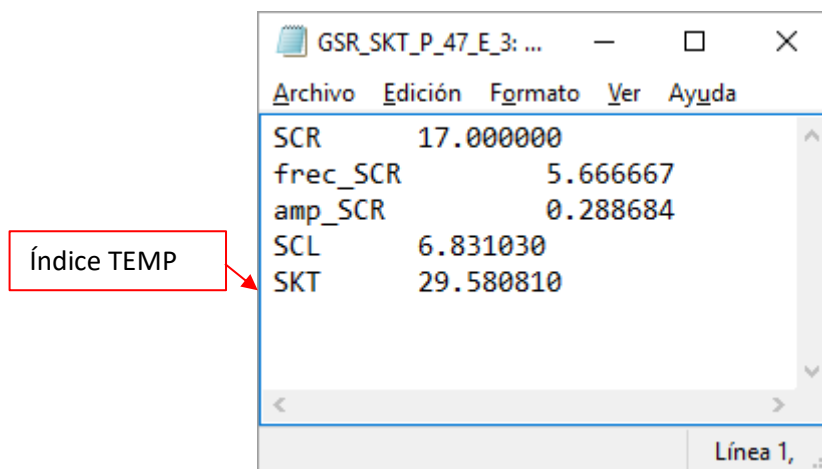
La función recibe como entrada de señal SKT, que calcula el tiempo total del registro según las muestras almacenadas y la frecuencia de adquisición, 2000Hz. Calcule el promedio de los últimos 5 segundos registrados, es decir su salida, un valor de temperatura en grados Celsius que corresponde al índice TEMP.

c. Clasificación de las señales GSR y SKT

Durante las dos secciones anteriores, hemos detallado el software desarrollado para extraer las características fisiológicas de los eventos SCR, la frecuencia de eventos SCR, la amplitud promedio de eventos SCR, el valor SCL y el valor TEMP. Es necesario preservar todos estos valores para un análisis posterior. Para esto, una escritura simple tuvo lugar en Matlab, que almacena todos los índices y los escribe en un nuevo archivo llamado 'GSR_SKT_P_X_E_Y', este archivo se encuentra en el archivo voluntario personal dentro de la carpeta 'Registros_Fraccionadas'. En la carpeta de datos se registraron por filas y columnas, la primera columna era el nombre del índice y el segundo valor correspondiente. En cuanto a las filas se registran en orden:

- SCR: los eventos SCR durante la etapa.
- frec_SCR: los eventos SCR en un minuto.
- amp_SCR: la amplitud promedio de todos los eventos SCR ocurridos durante la etapa en microSiemens.
- SCL: el valor SCL en microSiemens.
- TEMP: la temperatura en grados centígrados.

se observa un fichero GSR_SKT perteneciente a la etapa 3 del voluntario P_47.



SCR	17.000000
frec_SCR	5.666667
amp_SCR	0.288684
SCL	6.831030
SKT	29.580810

Figura 26 Documento con lecturas de GSR y SKT

Se decidió introducir datos de señales de GSR y SKT en un único archivo para reducir el volumen de archivos que se trataron durante el estudio. Además, el manejo de dos señales se realiza en paralelo. Una vez que se extrajeron los datos, se agregaron al archivo Excel 'Datos_Estrés_Instantáneo' en una nueva hoja, donde se almacenaron los datos de la experimentación. Su incorporación está hecha por los índices, es decir, se incluyen los datos de las cinco fases de un solo índice, por lo que tenemos una columna por cinco índices de sub-columna que corresponde a las cinco fases. Elegimos esta configuración para visualizar la variabilidad entre las diferentes etapas del estudio, de cada índice.

d. Señal ECG

El corazón eléctrico o la señal del electrocardiograma detecta información relevante sobre el nivel general de actividad de un individuo. Por ejemplo, las aceleraciones de la frecuencia cardíaca ocurren como una respuesta al ejercicio, estados emocionales, sonido fuerte, excitación sexual y tensión mental. Una frecuencia cardíaca más baja se asocia generalmente con un estado relajado o con la exposición de estímulos agradables.

La variabilidad de la frecuencia cardíaca o la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), recoge cambios cardíacos en el ritmo cardíaco y es una característica clave de la actividad cardíaca. Si la persona está en un estado de relajación, la frecuencia cardíaca es más baja, por lo que se altera, sería necesario que actuara el sistema nervioso autónomo (SNA). La HRV está influenciada por los incentivos como resultado del desempeño del SNA. Si en la actividad de SNA, la actividad simpática se impone a la actividad parasimpática, la variabilidad disminuye, es decir, las palizas son más regulares, aunque la frecuencia cardíaca aumenta [22][23]. Por lo tanto, el grado de variabilidad de la frecuencia cardíaca no está directamente relacionado con el grado de corazón. La frecuencia cardíaca es la cantidad de latidos en un momento dado. La variabilidad de la frecuencia cardíaca es la diferencia de tiempo entre estas palizas. Mientras que la actividad encantadora reduce la variabilidad, la frecuencia aumenta. Sin embargo, la actividad parasimpática reduce la frecuencia y aumenta la variabilidad.

Hay muchos factores que afectan la VFC como el estrés físico y mental, la temperatura o la altura, la edad, la cafeína o el alcohol, así como un componente genético [23]. El propósito de procesar la señal de ECG es tratar de aislar el estrés mental generado por el VFC al correlacionar la señal psicofisiológica con el cambio en la actividad cardíaca.

El primer paso en el procesamiento fue calcular los intervalos R-R de la señal, es decir, el tiempo entre una onda R y la otra, recogiendo la variabilidad en cada latido en segundos. Para extraer esta información de la señal, el software desarrollado en la plataforma Matlab 2013 por Pablo Viñas [24], que detecta automáticamente los R-picos y calcula el tiempo entre dos picos consecutivos. Este software filtra la señal para maximizar la onda R y hace que sea más fácil reconocerla desde el programa, (Error! Reference source not found.). Para encontrar los puntajes R, promediando el tiempo haciendo estimaciones del rango en el que se debe encontrar otro pico. El registro del programa es la dirección y el nombre del archivo que se manejará. En este estudio fueron los archivos que llevan datos experimentales durante una fase a una frecuencia de 2000 Hertz. La salida es la retroalimentación visual de los picos y la detección de la señal VFC.

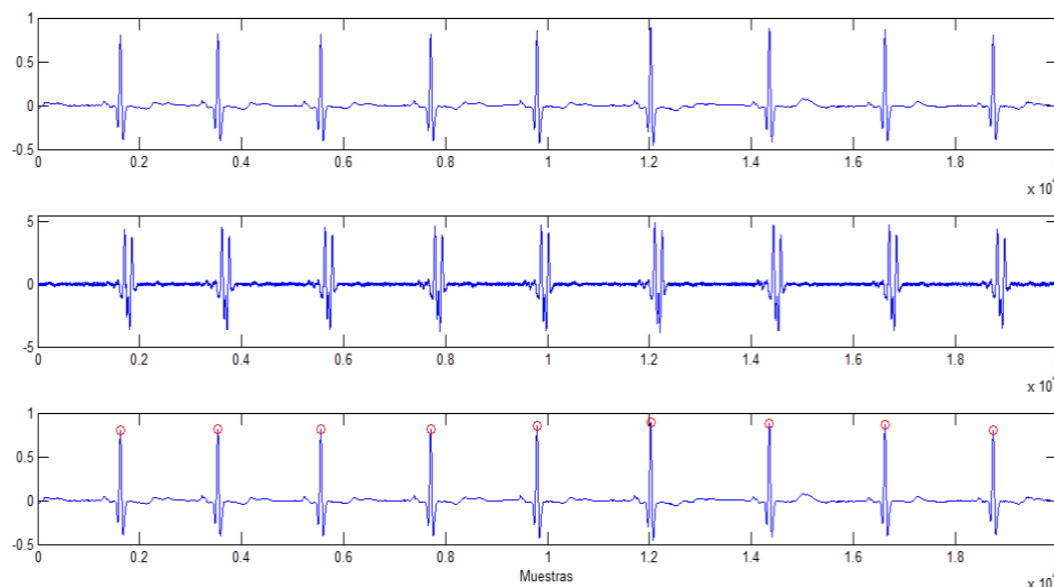


Figura 27 Señal del ECG en milivoltios, filtrada, y con los picos del RR marcados.

Aunque el programa funcionaba correctamente, se necesitaba una inspección visual para controlar el rendimiento del software, así como la reparación manual de los errores debidos a anomalías o ruido en el registro. Para hacer esto, el programa tiene herramientas de corrección manual que le permiten desplazarse por el gráfico y eliminar o dibujar en la parte superior de los gráficos R. El programa atrae nuevos picos y requiere un nuevo vértice alrededor del punto que el usuario elija a mano. Cuando se verifica la señal, se puede calcular la señal VFC y, si es compatible, se puede almacenar en un archivo. Los archivos que crean el software se definen como 'RR_P_X_E_Y' y se almacenan en la carpeta 'P_X' en 'Registros fraccionados'. La señal procesada, la señal de variabilidad RR o la señal VFC, Error! Reference source not found., se mide en segundos entre picos, de forma que se extrae el periodo entre latidos del sujeto.

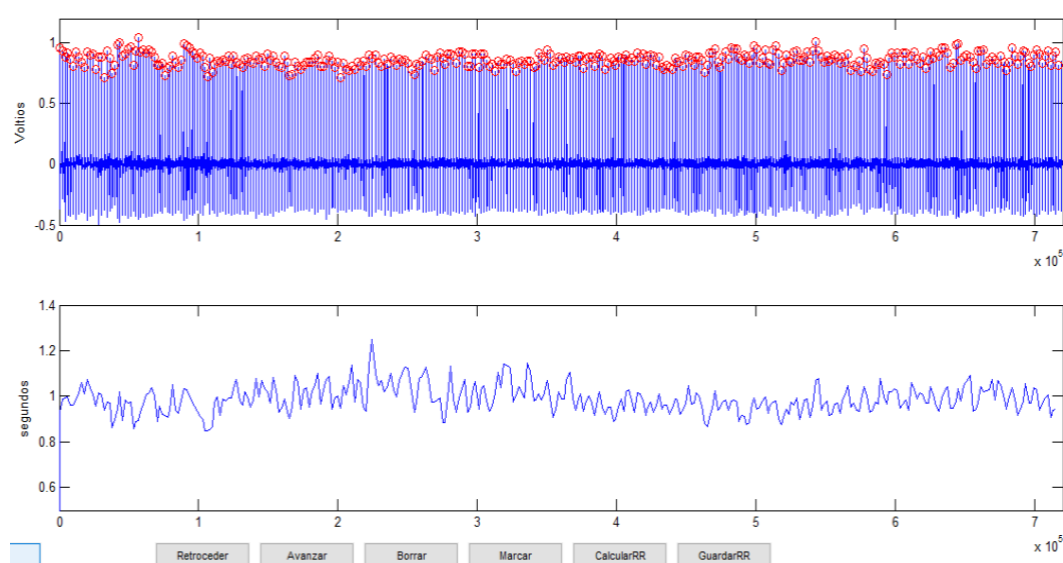


Figura 28 ECG procesado en Matlab y señal del RR obtenida.

Durante el procesamiento de las señales, se encontraron cinco señales inválidas. En la primera señal fallida, se asoció un ruido con la señal del ECG, probablemente debido a alguna anomalía cardíaca. El resto de las señales se descartaron debido a errores cometidos durante el censo, debido al ruido muscular excesivo o la caída de sensores adhesivos durante la prueba.

Para llevar a cabo un estudio completo de la actividad cardíaca, es necesario elaborar la señal para producir los indicadores característicos más importantes para el estudio del ritmo cardíaco y la variabilidad. Hay dos pruebas posibles: análisis en el campo del tiempo y análisis en el dominio de la frecuencia. En este estudio, como en otros similares [7][8][9], se optó por el estudio en el dominio del tiempo. Es un análisis conceptual muy simple, que lo hace óptimo para estudiar.

Además, se detalla la base de la teoría necesaria para comprender el análisis y el reconocimiento de los índices extraídos de la señal eléctrica del corazón. Estos índices se incluyen en el análisis de datos para formar parte de la misma investigación, pero su procesamiento no es detallado y no es un tema de estudio en este trabajo. En el trabajo de investigación se llevó a cabo en paralelo con Pablo F. Viñas realizando estudios complementarios. Su estudio incluye este procesamiento [24], y desde donde han sido facilitados todos los índices incluyéndose en el documento de Excel 'Datos_Estres_Instantáneo'. El análisis en el campo del tiempo describe el comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardíaca a lo largo del tiempo. Hay dos métodos para extraer el índice: métodos estadísticos y métodos geométricos. El análisis del estudio se realiza por métodos estadísticos debido al volumen de datos a procesar, realizar un análisis geométrico en cada etapa de cada paciente parecerá infinito, es también un análisis que proporciona muy poca información sobre la señal. La señal que se analiza es la señal de la variación del ritmo cardíaco de preprocesamiento, es decir, la señal del intervalo R-R expresada en segundos. El índice de extracción directa de esta señal es su valor promedio, pero a partir de la señal de variabilidad se pueden derivar algunas medidas estadísticas que cumplen con el valor promedio y finalizan el estudio. A partir de la medición directa de los intervalos R-R, tenemos el parámetro SDNN. A partir de la medición directa de los intervalos R-R, tenemos los índices: RMSSD y pNN50. Por lo tanto, se han extraído cuatro índices de este procesamiento:

- Med_RR: medida promedio del tiempo entre latidos en cada etapa.
- SDNN: desviación estándar de todos los intervalos R-R.
- RMSSD: corresponde a la raíz cuadrada promediada de la suma de diferencias al cuadrado de dos intervalos R-R consecutivos medida en segundos.
- pNN50: porcentaje del total de intervalos cuya diferencia con el intervalo R-R adyacente sea mayor de 50 ms.

Estas cuatro medidas corresponden a los índices que se utilizaron para caracterizar la actividad cardíaca durante el estudio y cuyos valores se analizaron. En la Figura 29 se

puede visualizar un esquema con el procedimiento seguido para la extracción de los índices de la señal ECG.

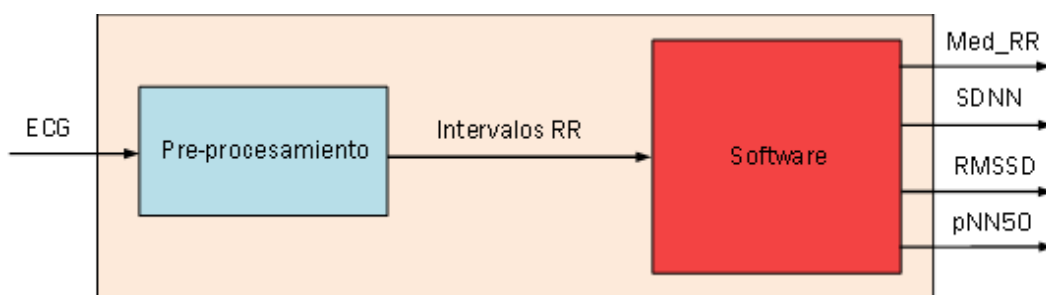


Figura 29 Flujo de estados para el procesamiento del ECG

5.1.8 Procesado de datos y análisis de resultados

Los datos se analizaron para obtener resultados preliminares, y para confirmar el alcance y la viabilidad del estudio. Se decidió llevar a cabo un análisis estadístico básico, basado en los valores promedio y las desviaciones estándar de cada índice. Este es un análisis simple que nos permitió verificar la variabilidad de los datos en toda la muestra y obtener los primeros resultados.

Re-caracterización de la muestra

Para comenzar el análisis de los datos se re-caracterizó la muestra, puesto que esta había variado levemente. Tras eliminar los registros pertenecientes a aquellos voluntarios cuyas señales no habían sido válidas en alguno de los procesamientos, quedó un total de 52 voluntarios, de los cuales 19 son mujeres (36,54%) y 33 hombres (63,46%).

La edad media de la muestra es de 37,69 años con una desviación estándar de 7,29 años, el peso medio es de 73,61 kilogramos con una desviación estándar de 16,16 kilogramos y una estatura media de 173,15 centímetros con 9,04 cm de desviación estándar.

Índices

Los datos que se han analizado son los índices obtenidos durante el estudio, ya sea de Como se explicó anteriormente, la prueba SAM se dividió en tres filas, valencia o placer, umbral o excitación y campo. Cada fila tenía nueve recuadros, por lo que los tres índices variaban de 1 a 9, de menos a más, o de negativo a positivo.

Del tratamiento, se obtuvieron los índices extraídos de las señales de GSR, SKT y ECG. Las unidades en que se expresaron son las adoptadas durante el resto del estudio.

Cada uno de ellos agrega un total de doce índices, que analizaremos individualmente para ver si se pueden considerar como contadores de estrés óptimos. En la Tabla 3 se puede

observar una compilación de todos los índices según su origen, indicando el nombre del índice, una breve descripción y las unidades en las que se presentarán sus valores.

Procedencia	Índice	Descripción
Test SAM	Valencia	Estado anímico de la persona
	Umbral	Grado de excitación mental de la persona
	Dominio	Dominio de la situación por parte de la persona
Señal GSR	SCR	Eventos de la respuesta de conductividad de la piel en una etapa (eventos/etapa)
	Frec_SCR	Frecuencia de ocurrencia de las respuestas SCR en una etapa (eventos/min)
	Amp_SCR	Amplitud promedio de las respuestas SCR en una etapa (μS)
	SCL	Valor medio de la señal GSR en una etapa (μS)
Señal SKT	TEMP	Valor medio de los 5 últimos segundos de la temperatura en una etapa ($^{\circ}C$)
Señal ECG	Med_RR	Valor medio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en una etapa(s)
	SDNN	Desviación estándar del tiempo entre latidos (s)
	RMSSD	Valor medio de la suma de las diferencias temporales entre intervalos adyacentes (s)
	pNN50	Porcentaje del número de diferencias temporales entre dos intervalos R-R consecutivos, mayores de 50 ms, en cada etapa (%)

Tabla 3 Índices analizados en el estudio

-Relación con el test SAM, explicar en qué consiste este test, su trayectoria en este campo y la importancia de poder encontrar una relación entre los resultados subjetivos y objetivos

5.1.9 Resultados experimentales

a. Señal GSR

De la señal GSR se extraían cuatro índices, en la Tabla 5 se puede consultar sus valores. En primer lugar, se ha presentado el número de eventos SCR en cada etapa. Se halló el índice de frecuencia de las respuestas SCR (frec_SCR), el cual indica el número de eventos a lo largo de un minuto de la etapa.

RESULTADOS										
		E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9
SCR (events)	devs_ST	7,327	8,521	5,468	3,119	4,275	2,807	3,574	2,046	3,307
	media	10,275	12,392	6,941	4,098	5,353	3,627	5,157	2,118	3,941
	MAX	26,000	33,000	25,000	12,000	20,000	11,000	15,000	8,000	11,000
	MIN	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
frec_SCR(event/min)	devs_ST	1,282	1,496	1,357	1,610	1,298	1,722	1,249	1,906	1,305
	media	1,879	2,130	2,053	2,037	1,824	2,157	1,878	1,917	1,646
	MAX	4,596	5,854	4,592	5,950	5,185	6,429	5,581	8,727	4,978
	MIN	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
SCL (uS)	devs_ST	49,808	40,204	108,503	36,531	35,324	37,156	34,868	35,097	33,558
	media	28,676	24,816	39,675	23,376	22,694	25,231	22,579	22,033	20,413
	MAX	186,927	188,864	726,314	184,034	186,283	188,198	188,663	189,233	187,696
	MIN	5,110	5,101	5,132	5,140	5,140	5,135	5,189	5,139	5,139
SKT (°C)	devs_ST	5,499	6,081	5,822	5,759	5,671	5,589	5,430	5,358	5,349
	media	31,007	32,033	32,842	32,912	33,467	33,519	33,969	33,969	34,111
	MAX	38,285	39,118	39,947	40,641	40,673	40,258	39,716	39,341	39,825
	MIN	20,203	19,559	19,767	19,545	19,387	19,289	19,234	19,217	19,335
AMP_SCR (uS)	devs_ST	0,267	0,455	0,471	1,257	0,820	0,814	0,790	0,433	1,700
	media	0,198	0,304	0,400	0,573	0,472	0,452	0,476	0,237	0,541
	MAX	1,510	2,200	2,040	7,180	5,060	3,640	4,470	2,800	11,570
	MIN	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Tabla 4 Valores obtenidos en el GSR

Teniendo en cuenta el número de eventos por minuto, se observa que en las primeras etapas hay un mayor de eventos y a medida que avanzan las terapias estos eventos disminuyen de manera gradual. Estos resultados se observan con más claridad en la gráfica presentada en la Figura 30. Este aumento está relacionado con el estrés que desarrollaba el voluntario en las terapias. Los estudios señalan que entre 1 y 3 eventos por minuto se considera que la persona está relajada. Se observa que en las etapas pares, es decir, mientras se están desarrollando las terapias de rehabilitación, efectivamente existe un aumento del número de eventos, lo que se asocia a un ligero nivel de estrés. Durante los descansos el nivel de estrés disminuye, lo que equivale a un menor número de eventos como puede verse en las etapas impares de la tabla.

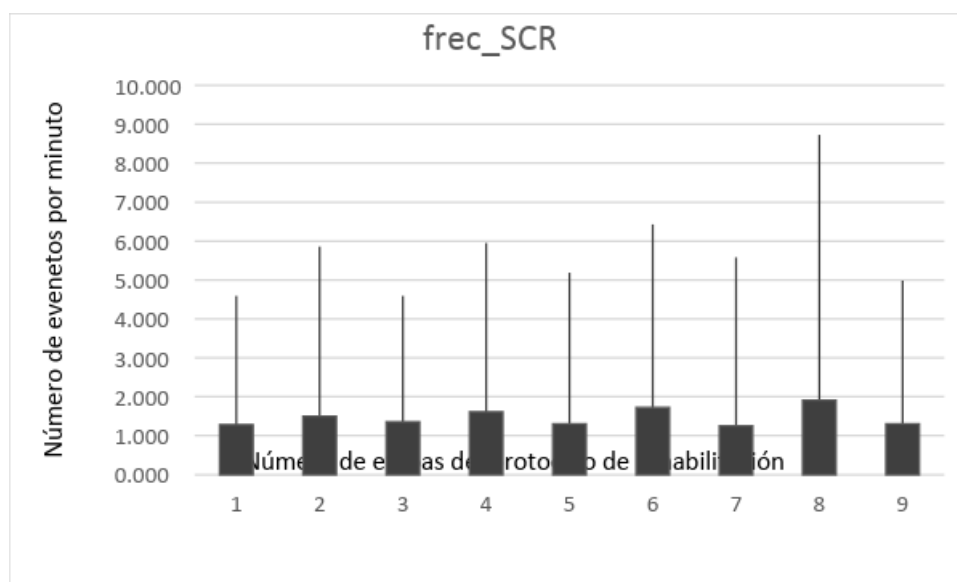


Figura 30 Resultados obtenidos de los eventos del SCR por terapia

En cuanto a la amplitud promedio de las respuestas SCR (amp_SCR), se ha obtenido una variabilidad más acusada. Podemos observar que la amplitud del SCR es mucho menor en la etapas que se corresponden con la realización de las terapias virtuales, esto es así porque las respuestas frente a los estímulos exteriores son más rápidas. Con lo cual los

resultados tienen sentidos, sobre todo cuando los comparamos con la *frec_SCR*. Además, podemos ver un hecho. Los sujetos se habían enfrentado con anterioridad a la primera terapia virtual, no les era desconocida. Sin embargo el resto sí, y por eso la amplitud es mucho menor. Las terapias 4 y 6 eran nuevas para los sujetos, e iguales entre ellas, solo que con diferentes elementos gráficos. De esta manera podemos ver que el impacto en la segunda de ellas es mucho menor, consistía en unos gráficos mucho más sencillos que la 4. Por último, la 8 era nueva también, pero con una dinámica muy sencilla y unos gráficos muy simples. Este fenómeno queda reflejado en la Figura 31.

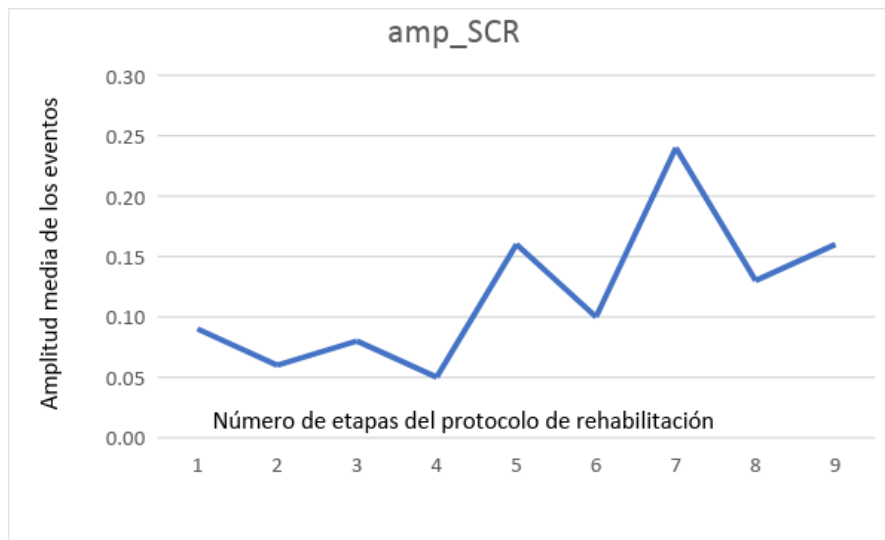


Figura 31 Resultados de las amplitudes de los eventos del SCR

Finalmente, se presentó el índice correspondiente al nivel tónico de la piel (SCL). Este valor, como se explica en la Sección 3.4.1, puede ser confuso. El índice de nivel tónico se ha calculado promediando la señal fisiológica de conductividad cutánea, sin embargo, se debe tener en cuenta que los eventos SCR interfieren en su cálculo.

Se observa que el nivel tónico de la piel aumenta continuamente durante el experimento, siendo más pronunciado el aumento en la etapa 2 y en la etapa 4 (Figura 32). Es una respuesta lenta que no disminuye, solo ralentiza su crecimiento. Además, el nivel tónico varía de manera similar independientemente de la amplitud del estímulo, ya que no fue más pronunciada en la etapa 4 que en la etapa 2. Como ya hemos observado en el caso de La amplitud SCR, y como se muestra en la Figura 39, el valor del paso 5 con respecto a 4 no imita la relación entre los pasos 3 y 2, de hecho, no tiene relación. Es posible que el tiempo haya estado involucrado en el estudio al disminuir el valor del índice durante la última etapa debido a la relajación del sujeto durante una duración excesivamente larga.

Por otro lado, si se tienen en cuenta los eventos SCR que ocurren durante los pasos y su amplitud promedio, en las dos últimas etapas el nivel SCL se incrementaría artificialmente debido a un mayor número de eventos y / o de mayor amplitud. Por lo tanto, y para este estudio, el nivel de SCL es un mejor indicador del estrés instantáneo si se incluyen eventos

SCR en su cálculo, porque si se eliminaran, el aumento que ocurriría en el paso 4 no sería acusado.



Figura 32 Resultados del SCL

En conclusión, se puede argumentar que los índices de frecuencia de los eventos y su magnitud fueron los factores estresantes más claros y sensibles, creando patrones claros de respuesta al estímulo provocado por las terapias, y con una clara diferenciación entre ellos. Sin embargo, el índice de SCL no fue del todo concluyente. Aunque ha aumentado con las terapias, no es proporcional al estímulo generado, es un índice con menos sensibilidad que las anteriores.

b. Señal SKT

Solo se extrajo un índice de la señal de temperatura de la piel que almacenó la temperatura final de cada paso. En la Tabla 4 se visualizan los valores promedio y las desviaciones estándar de este índice en todas las etapas.

SKT (°C)	desv_ST	5,499	6,081	5,822	5,759	5,671	5,589	5,430	5,358	5,349
	media	31,007	32,033	32,842	32,912	33,467	33,519	33,969	33,969	34,111
	MAX	38,285	39,118	39,947	40,641	40,673	40,258	39,716	39,341	39,825
	MIN	20,203	19,559	19,767	19,545	19,387	19,289	19,234	19,217	19,335

Tabla 5 Resultados de las mediciones del SKT

La única conclusión clara de este análisis, es que en las etapas siguientes a las cargas cognitivas la temperatura aumentó. Es decir, se produjo un aumento de temperatura constante a medida que se iban realizando terapias y rellenando los test SAM (Figura 48). Tal vez no se trate de una disminución clara en las etapas en las que se desarrollaron terapias, sino en un aumento de la temperatura proporcional al estrés generado durante el tiempo posterior a su desarrollo.

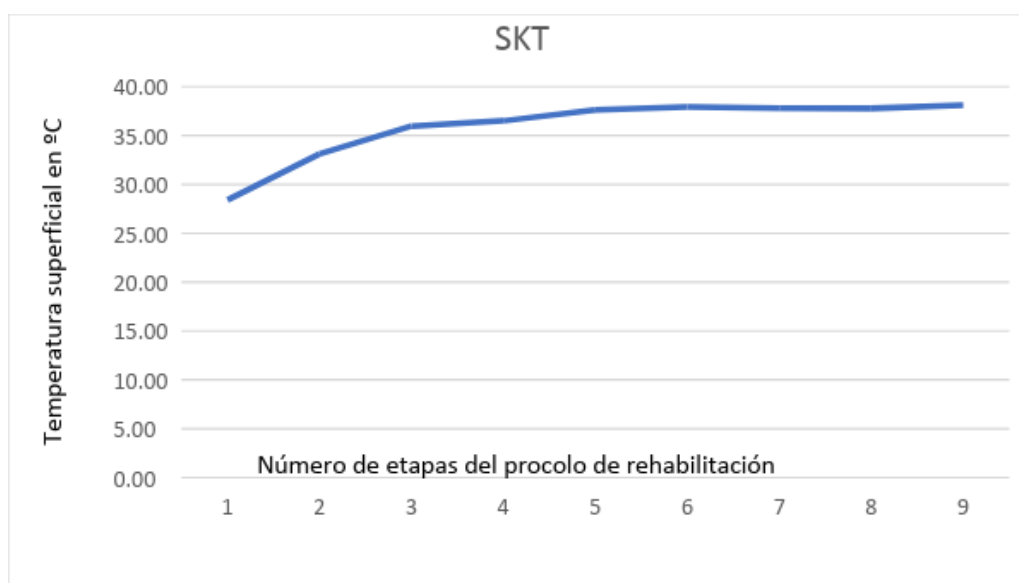


Figura 33 Resultados del SKT por cada terapia

Es importante recalcar que las señales representadas arriba en las figuras 32 a 35 no son representativas de la media de la población, sino de unas mediciones concretas sobre un paciente que presenta las mediciones ideales.

Esto es así porque dentro de la población existen sujetos con unas medidas anormales que falsean el resultado final, obteniendo una gráfica irreal y que puede llevar a confusión. Si bien el número de sujetos que presenta algún tipo de medida anormal es bastante bajo, los datos leídos por los sensores se alejan demasiado de la media como no tener que obviarlos.

En cualquiera de los casos, las conclusiones que se han presentado a partir de lo que se observa en las señales se aplica a toda la población que no ha presentado algún error en la medición, coincidiendo en todos ellos.

A continuación, se evaluaron los datos psicológicos facilitados por los voluntarios a través de los test SAM. En la Tabla 4 se han recogido las tres características que lo componen en cinco etapas distintas, correspondientes a cada una de las terapias de rehabilitación ejercitadas del protocolo.

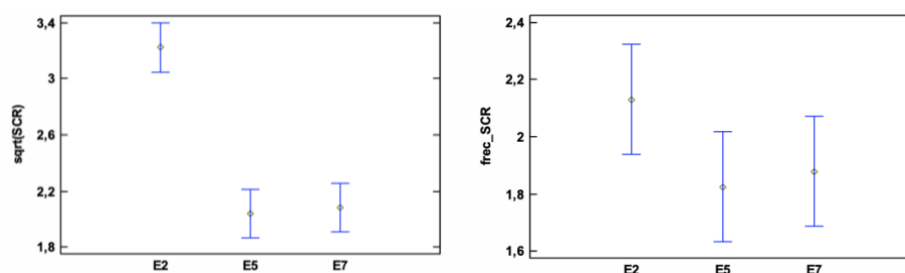
	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5
Valencia	6,88±1,498	7,14±1,449	7,11±1,449	7,40±1,149	8,66±1,20
Umbral	2,77±1,627	2,85±1,484	2,29±1,498	2,03±1,996	2,33±1,996
Dominio	6,51 ±1,854	7,05±1,361	7,46±1,20	7,85 ±1,642	7,40±1,361

Tabla 6 Valores medidos en el test SAM

Se puede observar que durante la Etapa 1, la sensación de valencia y dominio es alta, y el grado de activación o umbral es bajo, por lo que se puede considerar que los voluntarios han dominado la situación y estaban tranquilos. Durante el desarrollo de la primera terapia, la seguridad de los voluntarios ha aumentado. El sujeto sintió que él controlaba la situación. Finalmente, en la terapia "difícil", el grado de activación mental aumentó y el campo disminuyó, lo que varió la comodidad de los sujetos. Estos datos corresponden a la situación de estrés creada para el estudio. La valencia, o lo que es lo mismo, el estado de ánimo de las personas durante el estudio, no ha cambiado significativamente, aunque aumenta con la interacción con el robot, lo que podría provocar una reacción a la actividad de las terapias frente a la inactividad de la primera etapa.

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el paquete STATGRAPHICS 18 Centurión, con licencia de la Universidad de Valladolid, estableciendo el nivel alfa en 0.05 para la significancia estadística. Los datos disponibles se analizaron a través de la técnica ANOVA multifactorial (específicamente ANOVA de dos vías sin término de interacción). Más precisamente, las diferentes variables de respuesta medidas (las extraídas del ECG, los parámetros fisiológicos y las puntuaciones obtenidas del test SAM) se ajustaron mediante un Diseño de Bloques Completos al Azar, utilizando la etapa como factor explicativo y los diferentes participantes como factor de bloque. Para un análisis adecuado, hemos transformado algunas de las variables de respuesta a unidades logarítmicas o raíz cuadrada con el fin de alcanzar los supuestos requeridos de normalidad y homocedasticidad.

En cuanto al análisis estadístico de los parámetros fisiológicos del SNA (GSR y SKT), los valores p de las pruebas F provenientes del ANOVA están por debajo de 0.05 en el caso de SCR (0.0000), ampl_SCR y parámetros SKT, y por encima de 0.05 en el caso de frec_SCR (0.2477) y SCL (0.5240). La Tabla 6 y la Figura 33 contienen algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis, mostrando las pruebas de comparación simultánea de Diferencia Mínima Significativa (LSD) y los intervalos de confianza para las medias de las diferentes variables de respuesta estudiadas. Muestran la significancia estadística de las diferencias entre las medias de la etapa basal E2 y las etapas E5 y E7 en el caso de los parámetros SCR, amp_SCR y SKT, y la no significancia estadística entre E5 y E7. En el caso de frec_SCR y SCL no se observa significancia estadística entre las tres etapas.



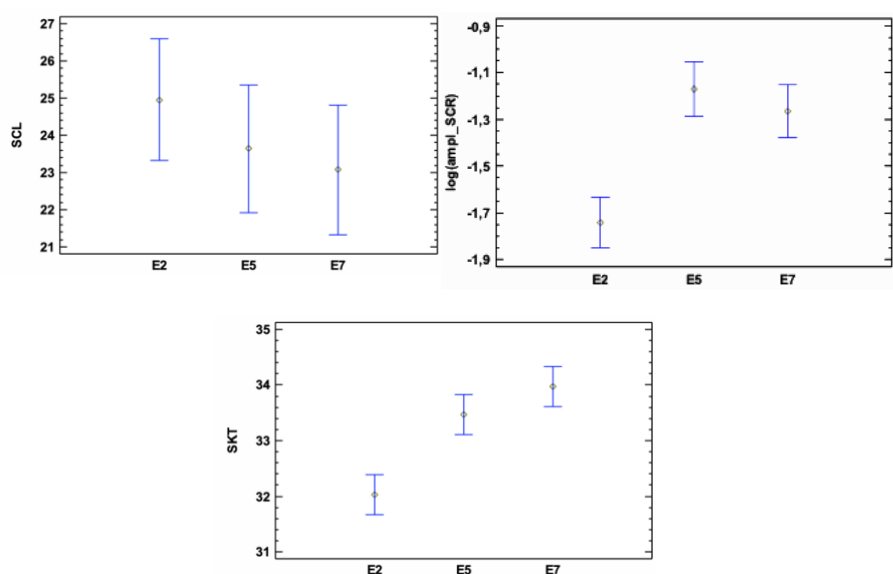


Figura 34 Resultados del ANS y las respuesta fisiológicas: GSR y SKT

c. Señal ECG

En relación con el análisis estadístico de los parámetros del ECG, los valores p de las pruebas F resultantes del ANOVA están por debajo de 0.05 en el caso de los parámetros MeanRR (0.0000), SDNN (0.0000) y la relación LF/HF (0.0153), y por encima de 0.05 en el caso de pNN50 (0.9925). La Figura 35 contienen algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis. Muestran la significancia estadística de las diferencias entre las medias de la etapa basal E2 y las etapas E5 y E7 en el caso de MeanRR, SDNN y la relación LF/HF, y la ausencia de significancia estadística entre E5 y E7. En el caso de pNN50 no se observa significancia estadística.

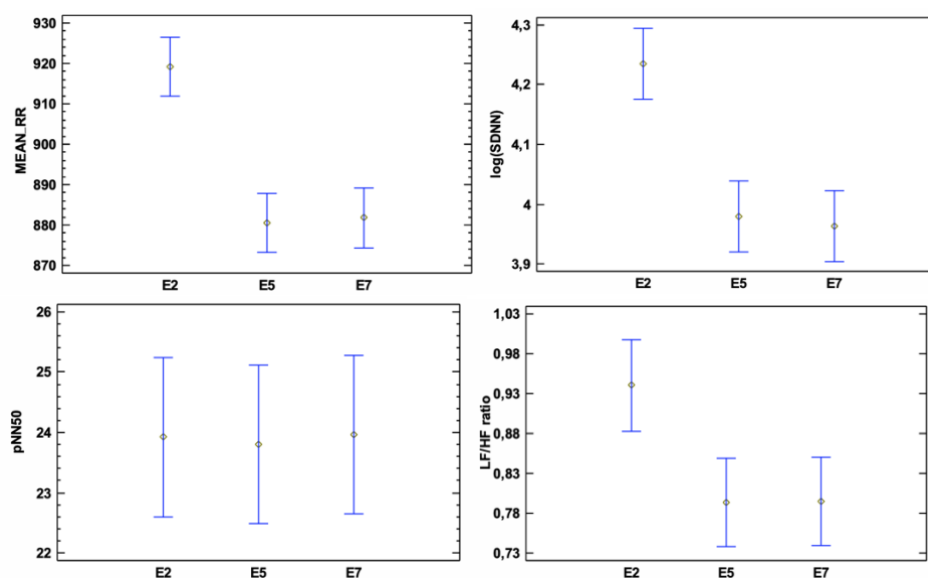


Figura 35 Resultados del ANS y las respuesta fisiológicas: HRV y ECG

Finalmente, en cuanto a los resultados de los tests SAM, los valores p de las pruebas F provenientes del ANOVA están claramente por debajo de 0.05 en los tres casos, Dominancia (0.0001), Activación (0.0001) y Valencia (0.0000). La Figura 36 contiene algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis. En el caso de la Dominancia, muestran la significancia estadística de las diferencias entre la media de SAM4 y las medias tanto de SAM1 como de SAM3, mientras que no se muestra significancia estadística entre SAM1 y SAM3. En el caso de la Activación, la significancia estadística de las diferencias está entre las medias de SAM1 y las medias tanto de SAM3 como de SAM4, mientras que no se muestra significancia estadística entre SAM3 y SAM4. En el caso de la Valencia, la significancia estadística de las diferencias está entre todos los pares de medias. Cabe destacar que, en este caso, los niveles del factor de etapa (E2, E5 y E7) se reemplazan por los correspondientes tests SAM comparados (SAM1, SAM3 y SAM4, respectivamente).

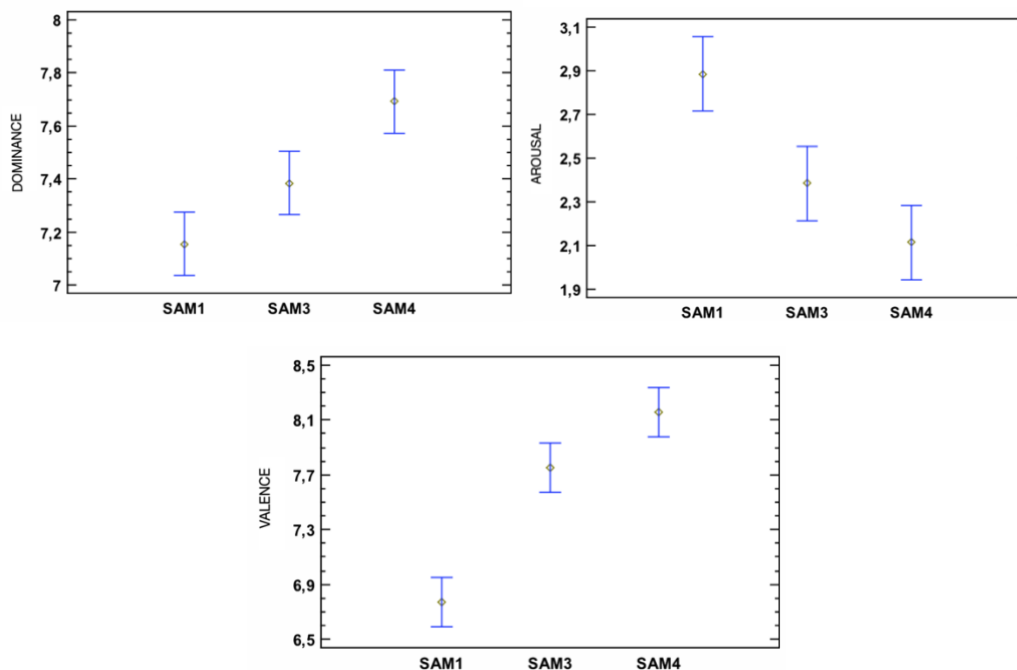


Figura 36 Resultados de la respuesta al test de SAM

5.2 Desarrollo de un wearable para uso en tareas de rehabilitación

La evolución de los dispositivos portátiles (wearables) en el campo de la biomedicina, el deporte y la salud refleja un camino fascinante de innovación y adaptación tecnológica. Este recorrido, desde sus inicios hasta el estado actual de la técnica, ilustra cómo la convergencia entre la tecnología y la medicina está redefiniendo las posibilidades para el monitoreo de la salud, la rehabilitación y el rendimiento deportivo. Los wearables en el ámbito de la salud tienen sus raíces en la década de 1960, con los primeros pasos dados

a través de dispositivos de monitoreo cardíaco portátiles. Sin embargo, fue en la década de 1980 cuando comenzamos a ver los primeros ejemplos comerciales de dispositivos portátiles, con los relojes digitales que podían medir la frecuencia cardíaca. Estos primeros dispositivos sentaron las bases para el desarrollo de tecnologías más avanzadas, orientadas a recopilar y analizar datos fisiológicos con fines médicos y de rendimiento físico.

La revolución de los dispositivos portátiles biomédicos ha transformado radicalmente el monitoreo de la salud, la gestión de enfermedades y la optimización del rendimiento deportivo. La integración de la tecnología wearable en el ámbito de la salud ha posibilitado una vigilancia continua y en tiempo real de varios parámetros fisiológicos, lo que ha tenido un impacto significativo en la medicina preventiva y personalizada. La concepción de los wearables biomédicos se remonta a las primeras décadas del siglo XX, aunque su materialización práctica no comenzó hasta los años 60 y 70 con el desarrollo de los primeros monitores cardíacos portátiles. Estos dispositivos, inicialmente voluminosos y primitivos, marcaban el inicio de una nueva era en la monitorización de la salud fuera del entorno clínico. En la década de 1980, vimos la comercialización de los primeros relojes con capacidades de monitorización de la frecuencia cardíaca, introduciendo la idea de que la tecnología wearable podía ser tanto funcional como portátil. Este período también fue testigo de la introducción de los primeros pasos hacia la monitorización de la glucosa en sangre para diabéticos, marcando un hito importante en la autogestión de enfermedades crónicas.

A pesar de estos avances, los wearables enfrentan desafíos en términos de precisión, privacidad de datos y aceptación por parte del usuario. La investigación continua se enfoca en mejorar la fiabilidad de los sensores, asegurar la seguridad de los datos de salud y desarrollar algoritmos de IA que puedan proporcionar análisis predictivos y personalizados basados en los datos recopilados. En los últimos años, hemos visto el desarrollo de dispositivos capaces de monitorear niveles de glucosa sin necesidad de pinchazos, wearables que utilizan la inteligencia artificial para predecir episodios de enfermedades crónicas y sistemas de monitorización que se integran completamente con los sistemas de gestión de la salud del paciente para ofrecer una visión holística y en tiempo real del estado de salud.

Mirando hacia el futuro, la personalización y la medicina de precisión se perfilan como las fronteras finales para la tecnología wearable. La integración de los wearables con la genómica y la biotecnología promete llevar la personalización del cuidado de la salud a niveles sin precedentes, permitiendo intervenciones más tempranas, precisas y eficaces para una amplia gama de condiciones médicas. La evolución de los wearables biomédicos refleja la intersección creciente entre la tecnología y la salud, una fusión que promete transformando el cuidado de la salud, marcando el comienzo de una nueva era donde la prevención y el tratamiento de enfermedades pueden ser más personalizados, proactivos y eficientes que nunca.

La última década ha visto avances significativos en los wearables, impulsados por la digitalización de la salud y el auge de la Internet de las Cosas (IoT). Dispositivos como las pulseras de actividad, los relojes inteligentes y los textiles inteligentes no solo recogen datos fisiológicos, sino que también proporcionan análisis y recomendaciones personalizadas gracias a la integración de algoritmos avanzados y la inteligencia artificial. Los wearables modernos son capaces de monitorear un espectro amplio de señales fisiológicas, incluyendo pero no limitado a, la frecuencia cardíaca, la presión arterial, los niveles de glucosa en sangre, y la respuesta galvánica de la piel. Estos dispositivos juegan un papel crucial en la medicina preventiva, la gestión de enfermedades crónicas, la rehabilitación física, y la optimización del rendimiento deportivo.

A. Objetivos del desarrollo

Integración de Sensores Multimodales y Análisis Avanzado

Una de las tendencias más significativas en el desarrollo de wearables biomédicos es la integración de sensores multimodales capaces de monitorear varios parámetros fisiológicos simultáneamente. Esta multifuncionalidad permite una visión más holística y precisa del estado de salud del usuario. Los avances en microelectrónica y nanotecnología están facilitando la miniaturización de estos sensores, mejorando su comodidad y usabilidad sin comprometer su precisión. Además, la aplicación de algoritmos avanzados de IA y aprendizaje automático sobre los datos recopilados por estos sensores promete revelar patrones y correlaciones previamente indetectables, ofreciendo predicciones más precisas y personalizadas sobre riesgos de salud y recomendaciones de comportamiento (1, 2).

Tecnologías Vestibles No Invasivas para el Monitoreo de Biomarcadores

El desarrollo de tecnologías vestibles no invasivas para el monitoreo de biomarcadores representa otra área de innovación clave. Los investigadores están explorando nuevas metodologías para obtener datos críticos de salud, como niveles de glucosa, marcadores inflamatorios y metabolitos, sin necesidad de procedimientos invasivos. Las técnicas emergentes incluyen el análisis de sudor, la espectroscopía óptica, y los sensores transdérmicos que pueden extraer y analizar biomarcadores de la superficie de la piel. Estas tecnologías prometen facilitar el monitoreo continuo de condiciones crónicas, como la diabetes y las enfermedades cardiovasculares, mejorando el manejo y la intervención temprana (3, 4).

Conectividad Mejorada y Salud Digital Integrada

La conectividad mejorada entre dispositivos wearables y plataformas de salud digital está preparada para transformar la gestión de la salud. La interoperabilidad entre wearables, dispositivos móviles, y sistemas de registros electrónicos de salud permitirá un flujo sin fisuras de datos de salud, facilitando una atención más coordinada y basada en evidencia. Además, la adopción de estándares de comunicación seguros y protocolos de privacidad

robustos asegurará la protección de los datos sensibles del usuario. Esta conectividad mejorada también habilitará intervenciones de salud en tiempo real, permitiendo a los profesionales de la salud intervenir proactivamente basándose en los datos recopilados por los wearables (5, 6).

Personalización y Medicina de Precisión

La personalización y la medicina de precisión se destacan como el futuro de los wearables biomédicos. La capacidad de personalizar los dispositivos y sus algoritmos de análisis según las necesidades y condiciones específicas del individuo permitirá intervenciones más efectivas y ajustadas. La integración de datos genéticos y epigenéticos en los modelos de análisis de wearables enriquecerá aún más la personalización, ofreciendo estrategias de prevención y tratamiento adaptadas al perfil genético único de cada usuario. Esta aproximación no solo mejorará los resultados de salud sino que también optimizará la eficiencia de los recursos de atención médica (7, 8).

Desafíos y Consideraciones Éticas

A pesar de estas promesas, el futuro de los wearables biomédicos no está exento de desafíos. Las preocupaciones sobre la privacidad y seguridad de los datos de salud, la necesidad de regulaciones claras y coherentes, y la importancia de asegurar la equidad en el acceso a estas tecnologías son todas consideraciones críticas. Además, la necesidad de validar clínicamente la eficacia y precisión de los wearables para diagnosticar y monitorear condiciones de salud es fundamental para su adopción a gran escala. Es imperativo que los desarrollos futuros en la tecnología wearable se enfoquen en abordar estos desafíos, asegurando que los beneficios de estas innovaciones sean accesibles y seguros para todos los usuarios.

B. Orientación del desarrollo

Monitoreo de la Salud y Prevención de Enfermedades

Una de las aplicaciones más destacadas de los wearables biomédicos es el monitoreo continuo de parámetros vitales, como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, los niveles de oxígeno en sangre y la temperatura corporal. Estos datos, recopilados de manera constante, permiten a los usuarios y profesionales de la salud detectar anomalías o patrones que pueden detectar temprana de fibrilación auricular, una condición que, si no se trata, puede aumentar significativamente el riesgo de accidente cerebrovascular y otras complicaciones cardiovasculares.

Gestión de Enfermedades Crónicas

Los wearables también están revolucionando la gestión de enfermedades crónicas, como la diabetes y las enfermedades cardiovasculares, al ofrecer monitoreo continuo sin las intervenciones invasivas tradicionales. Los monitores de glucosa continuos, por ejemplo, permiten a los pacientes diabéticos controlar sus niveles de glucosa en tiempo real,

ajustando su dieta, ejercicio y medicación de forma más efectiva sin necesidad de pruebas de punción digital frecuentes. Esta capacidad de monitoreo constante facilita una gestión más proactiva de la enfermedad, reduciendo el riesgo de complicaciones y mejorando significativamente la calidad de vida de los pacientes.

Rehabilitación y Fisioterapia

En el ámbito de la rehabilitación y la fisioterapia, los wearables están proporcionando herramientas innovadoras para la monitorización y la mejora de los tratamientos post-lesión. Dispositivos equipados con sensores de movimiento y algoritmos avanzados pueden analizar la biomecánica del paciente durante la realización de ejercicios terapéuticos, ofreciendo retroalimentación en tiempo real para optimizar la recuperación. Además, la capacidad de estos dispositivos para recopilar datos a largo plazo permite a los terapeutas ajustar los programas de rehabilitación basándose en el progreso real del paciente, mejorando así los resultados terapéuticos.

Salud Mental y Bienestar

La aplicación de wearables en el monitoreo y la intervención en la salud mental y el bienestar está emergiendo como un campo prometedor. Dispositivos que monitorean parámetros como la variabilidad de la frecuencia cardíaca, patrones de sueño y actividad física están siendo utilizados para detectar signos de estrés, ansiedad y trastornos del estado de ánimo. Esta información puede ser utilizada para personalizar intervenciones, como ejercicios de respiración guiada o recomendaciones de actividad física, dirigidas a mejorar el bienestar psicológico del usuario.

C. Desafíos y Consideraciones Éticas

Privacidad de los Datos

Uno de los principales desafíos éticos relacionados con los wearables biomédicos es la privacidad de los datos. La recopilación continua de datos personales de salud plantea preocupaciones sobre quién tiene acceso a esta información y cómo se utiliza. Los datos recopilados pueden ser extremadamente sensibles, revelando información sobre la salud física y mental del usuario, sus hábitos y, potencialmente, sus predisposiciones genéticas. Las implicaciones de una violación de datos son significativas, pudiendo resultar en discriminación, estigmatización o la pérdida de la privacidad personal. Por lo tanto, es crucial implementar medidas de seguridad robustas y garantizar que el consentimiento informado sea una prioridad en el proceso de diseño y desarrollo de estos dispositivos (1, 2).

Consentimiento Informado

El consentimiento informado es una piedra angular de la ética en la investigación biomédica y es especialmente relevante en el contexto de los wearables. Los usuarios deben estar plenamente informados sobre qué datos se recopilan, cómo se almacenan,

procesan y comparten, y deben tener control sobre estos aspectos. Esto implica no solo proporcionar información clara y accesible sino también asegurar que el consentimiento sea un proceso continuo, permitiendo a los usuarios retirarlo en cualquier momento. La naturaleza omnipresente de los wearables hace que sea fácil olvidar la constante recopilación de datos, por lo que mantener una comunicación transparente y abierta con los usuarios es esencial (3, 4).

Equidad y Acceso

La equidad en el acceso a los wearables biomédicos es otra consideración ética crucial. Hay un riesgo de que estos dispositivos se conviertan en privilegios de los más acomodados, exacerbando las disparidades existentes en el cuidado de la salud. La investigación y desarrollo de wearables deben tener en cuenta la diversidad de las poblaciones, incluyendo diferencias en edad, género, origen étnico y socioeconómico, para asegurar que los beneficios de esta tecnología sean accesibles para todos. Además, es vital considerar cómo se pueden diseñar e implementar estos dispositivos de manera que apoyen, en lugar de socavar, el objetivo de reducir las desigualdades en la salud (5, 6).

Autonomía del Usuario

La autonomía del usuario es otra área de preocupación ética. Aunque los wearables biomédicos pueden empoderar a los usuarios al proporcionarles datos valiosos sobre su salud, también existe el riesgo de que puedan sentirse coaccionados o compelidos a usar estos dispositivos por parte de empleadores, aseguradoras o incluso familiares. Esto plantea preguntas sobre la libertad individual y el derecho a elegir no participar sin enfrentar desventajas o discriminación. Respetar la autonomía del usuario implica ofrecer opciones y control sobre el uso de wearables, garantizando que la adopción y el uso de estos dispositivos sean verdaderamente voluntarios (7, 8).

Impacto Social y Cultural

Finalmente, los wearables biomédicos tienen el potencial de cambiar las normas sociales y culturales relacionadas con la salud y el bienestar. La omnipresencia de la tecnología de monitoreo puede llevar a una mayor auto-observación y, potencialmente, a una "medicalización" de aspectos de la vida previamente considerados normales o no médicos. Es importante considerar cómo estas tecnologías afectan nuestra comprensión de la salud y la enfermedad y cómo pueden influir en las expectativas sociales en torno a la gestión de la salud personal. Fomentar un diálogo inclusivo y multidisciplinario sobre estos temas puede ayudar a guiar el desarrollo de wearables de una manera que respete y refleje una gama de perspectivas y valores (9, 10).

En conclusión, mientras los wearables biomédicos ofrecen promesas significativas para mejorar la atención médica, su investigación, desarrollo e implementación requieren una consideración cuidadosa de las cuestiones éticas. La privacidad de los datos, el consentimiento informado, la equidad y el acceso, la autonomía del usuario y el impacto social y cultural son todos aspectos críticos que deben ser abordados para maximizar los

beneficios de estos dispositivos mientras se minimizan los riesgos y las desigualdades. Las estrategias para manejar estas preocupaciones incluyen desarrollar políticas de privacidad robustas, asegurar prácticas de consentimiento éticas, promover la inclusividad y la accesibilidad, respetar la autonomía personal y fomentar un diálogo continuo sobre el impacto social de la tecnología wearable. A medida que avanzamos hacia el futuro de la medicina personalizada y la salud digital, es imperativo que estos desafíos éticos se consideren fundamentalmente en el diseño y la implementación de wearables biomédicos, garantizando así que la innovación tecnológica avance de manera responsable y ética.

5.2.1 Desarrollos actuales del mercado

En los últimos años, diferentes dispositivos biomédicos se han utilizado para analizar determinadas señales fisiológicas usadas para controlar entornos de rehabilitación con plataformas robóticas.

Los monitores de actividad y otros dispositivos electrónicos portátiles han ganado popularidad debido al deseo de los usuarios de monitorear, medir y rastrear mediante diversas características en tiempo real relacionadas con su forma física o salud, incluyendo el número de pasos que dan, su ritmo cardíaco, la variabilidad de su ritmo cardíaco (HRV), la temperatura del usuario, su actividad y/o niveles de estrés, etc (G. Oreto, 2010).

La importancia de analizar este tipo de señales fisiológicas en nuestro estudio radica en la relación directa que existe entre el nivel de estrés de un sujeto y las mediciones de HRV (Heart Rate Variability) (E. Ertin, 2011) y GSR (Galvanic Skin Response) (M. S. Mahmud, 2019). El estrés es un factor físico, mental o emocional que causa tensión física o mental. El estrés puede ser externo (ambiental, psicológico o de situaciones sociales) o interno (enfermedad o causado por un procedimiento médico). Existen diferentes métodos para detectar y determinar el nivel de estrés, siendo los más utilizados: la medición del nivel de cortisol, la variabilidad de la frecuencia cardíaca o la actividad electrodérmica (C. McCarthy, 2016). De otra forma, el estudio de Kutt apoya el uso de señales de Frecuencia Cardíaca (FC) y Conductancia de la Piel / Respuesta Galvánica de la Piel (GSR) para validar descriptores emocionales semánticos basados en medidas de valencia y excitación, vinculadas a las reacciones involuntarias del usuario transmitidas por el Sistema Nervioso Autónomo (SNA) (G. Nazari, 2018).

En nuestro caso, la frecuencia cardíaca (determinada por el electrocardiograma, ECG) y la actividad electrodérmica (obtenida de la respuesta galvánica de la piel, GSR) han sido elegidas para determinar el nivel de estrés de un sujeto y sus emociones durante las tareas de rehabilitación de miembros superiores. Un ejemplo de una aplicación para registrar el ECG y GSR en un dispositivo portátil se puede encontrar en (J. B. Drzazga, 2018) y (H. P. Da Silva, 2014) aplicado a adolescentes con anorexia nerviosa. Los

resultados de este estudio determinaron que los sensores portátiles utilizados eran factibles, discretos y, por lo tanto, extremadamente adecuados para pacientes jóvenes.

Después de una revisión sistemática de los mejores dispositivos biomédicos, determinamos que los siguientes son las mejores opciones actualmente en el mercado:

Kit de desarrollo de paquetes de Consensys (Shimmer): una solución 'todo en uno' que permite al usuario experimentar todas las capacidades de detección de la plataforma Shimmer3, que incluye el conjunto completo de nuestros sensores Shimmer (IMU, ECG, EMG, GSR), hardware y software (G. Oreto, 2010).

- AutoSense: un sistema de sensor inalámbrico discretamente portátil para la evaluación continua de exposiciones personales a sustancias adictivas y estrés psicosocial según lo experimentan los participantes humanos en sus entornos naturales (E. Ertin, 2011).
- Anillo: un dispositivo móvil y robusto de medición de señales biológicas para monitorear la conductancia de la piel (usando un sensor electrodérmico, EDA y medidor de respuesta cutánea agalvánica, GSR) y la actividad cardiovascular (usando un sensor de pulso de volumen sanguíneo, BVP) (M. S. Mahmud, 2019).
- Pulsera E4: un dispositivo portátil de grado médico de pulsera para la adquisición y visualización de datos fisiológicos en tiempo real, que permite a los investigadores realizar análisis de datos en profundidad (C. McCarthy, 2016).
- Zephyr Performance Systems: mide seis entradas clave que informan sobre más de 20 datos biométricos. Es una tecnología portátil construida sobre ropa hecha para desafíos deportivos (G. Nazari, 2018).
- Checkme Lite: un monitor para medir, monitorear, revisar y almacenar tres parámetros fisiológicos en el hogar: ECG, saturación de oxígeno por pulso (SpO2) y variación de la presión arterial (J. B. Drzazga, 2018).
- BITalino: un conjunto de herramientas de hardware y software que ha sido diseñado específicamente para hacer frente a los requisitos de las señales corporales (H. P. Da Silva, 2014).

Una comparativa más exhaustiva puede verse en la review de Sumit Majumder (S. Majumder, 2017).

Habitualmente, los dispositivos para el registro de estas señales son costosos y no son wearables, lo que dificulta en muchos casos poder llevar a cabo las tareas de rehabilitación de una manera sencilla y cómoda tanto para el sujeto como para el terapeuta. Entonces, ¿qué hace que un dispositivo sea adecuado para el propósito de la investigación en salud afectiva? (N. Coghlan, 2009)

- Precisión. Estos dispositivos deben ser de bajo coste para que sean accesibles para casi cualquier persona. Sin embargo, no queremos que esto comprometa la fidelidad de nuestros resultados.

- Se espera que el dispositivo recoja datos de forma continua sin interferir en las tareas cotidianas del usuario. La plataforma debe ser móvil, cómoda para el usuario, robusta respecto al contacto prolongado con los sensores y contar con una batería con autonomía suficiente para durar todo el día.
- Conectividad con otros dispositivos, por ejemplo, mediante Bluetooth o WiFi.
- Acceso a los datos en bruto, que puedan filtrarse y procesarse tras el registro sin perder ninguna información de la señal original.

Este trabajo se centra en el diseño y fabricación de un dispositivo de bajo coste hecho con impresión 3D, haciendo uso de electrónica básica basada en un microcontrolador tipo Arduino MEGA y los módulos de sensores Ad8232 para la señal fisiológica ECG y Grove GSR v1.1 para la señal fisiológica GSR. Además incluye el módulo wifi NRF24L01 para la comunicación con la plataforma y una pantalla táctil resistiva Nextion de 3.2" para la configuración de parámetros iniciales y visualización en línea de los registros de señal. A este entorno lo hemos llamado: Trazein (marca registrada).

5.2.2 Especificaciones del dispositivo

A. Diseño y Materiales

A la hora de diseñar el dispositivo se han tenido en cuenta las especificaciones que se muestran en la Tabla 1, cumpliendo con los requisitos citados y ampliando con lo que hemos considerado ciertas mejoras innovadoras que se justificarán en los siguientes apartados:

Manufacturing	Accuracy	Portable	Connection	Data Access	Price	Intuitive
3D Print	ECG: AD82323 GSR: Grove	110x80x35 mm 80 gr Fit to wrist	WiFi: ESP8266 Serial: Micro USB	Download in .txt/.csv format	<50\$	HMI: Nextion 2,4" TFT touch Screen

Tabla 7Especificaciones de diseño del dispositivo

Está claro que a día de hoy una de las tecnologías de prototipado rápido más usada es la impresión. La flexibilidad que se obtiene al realizar cualquier modelo en impresión 3D es mucho mayor que realizando moldes para inyección plástica. Es por ello que es muy importante tener en cuenta en la fase preliminar el diseño, prestando especial importancia tanto a los beneficios de esta tecnología como a sus inconvenientes.

El diseño de este dispositivo biomédico ha sido realizado con Fusion360, una distribución de Autodesk que abarca todo el proceso de planificación, prueba y ejecución de un diseño 3D, pudiendo exportar el modelo final en un archivo .stl listo para su laminado con un software de impresión 3D, en nuestro caso Cura. Finalmente la impresión se realizó en una Ultimaker 3s.

El diseño es el que se ve en la Figura 1, donde se muestran las diferentes partes que integran el dispositivo. La carcasa (2) está impresa en el material Medical Smartfil, un filamento de alta calidad especialmente diseñado para aplicaciones médicas. Este filamento tiene una certificación USP Clase VI o ISO 10993-1, en el cual garantiza que Medical es biocompatible con el cuerpo humano. Este tipo de tecnología con estos materiales ha dado buenos resultados anteriormente como se muestra en el estudio de Aguado-Maestro (Maestro A., 2028).

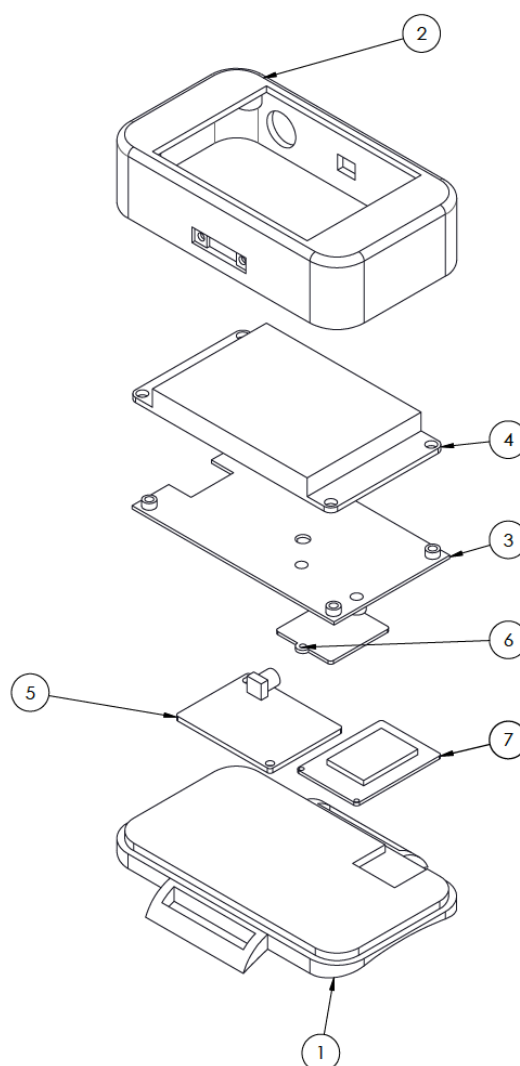


Figura 37 Dispositivo explosionado con el software CAD Fusion360. Configuración 'ajustada a la muñeca'

La carcasa del dispositivo la completa una tapa inferior (1), fabricada con Medical SmartFil y con un diseño completamente ergonómico adaptado a la anatomía de la mayoría de las muñecas. Dispone de orificios en sus salientes laterales para poder ajustar el dispositivo

al usuario, adquiriendo así la cualidad de weareable. En su interior alberga los componentes de electrónica, esto es: un microcontrolador (7), un lector de señal ECG (5), un lector de señal GSR (6) y un HMI constituido por una pantalla táctil (4). La electrónica está separada por una placa hecha en impresión 3D (3) y todos los componentes se encuentra atornillados debidamente a la carcasa (2) o a la placa de separación (3).

B. Comparación con otros dispositivos

Los dispositivos que existen actualmente para lectura de señales fisiológicas como las que nos atañe este caso, se pueden dividir en dos grandes bloques: los que tienen categoría de dispositivos biomédicos y los que no. Empezando por los que no, generalmente se les conoce como weareables que después se pueden dividir según su uso en weareables orientados al deporte u orientados a un uso diario. Estos dispositivos se caracterizan por un tamaño reducido y ergonómico, al mismo tiempo cuentan con una batería interna que suele tener una duración de varios días entre cada carga y por último el coste no suele ser elevado. Por el contrario, estos dispositivos no suelen registrar ninguna señal fisiológica a parte del ECG, sin ofrecer la posibilidad de exportar los datos para poder almacenarlos o procesarlos de forma externa para extraer conclusiones.

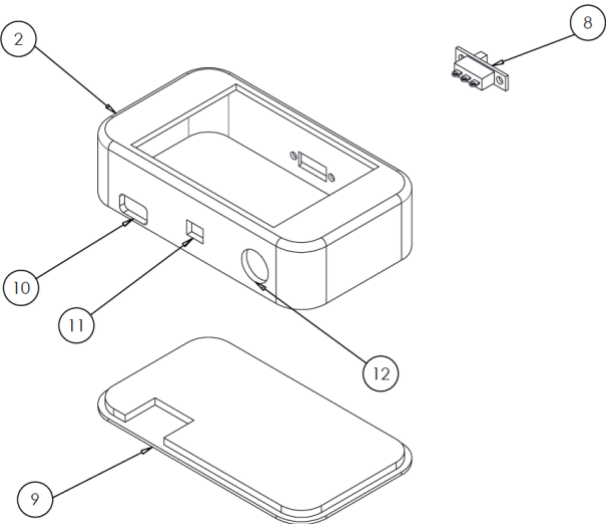


Figura 38 Configuración de escritorio como alternativa a la configuración 'ajustada a la muñeca

Algunos ejemplos son los que se muestran en la Tabla 2:

Weareable	Fitbit Charge HR	Jawbone UP24	LG G Watch R	Xioami Mi Band 5	Samsung Gear VR	Garmin Vivofit	Apple Watch 5
Price (euros)	120	60	280	35	250	115	490
Connectivity	BT	BT	BT	BT	BT/WiFi	-	BT/WiFi
Sensor	-	-	ECG	ECG	ECG	-	ECG

Tabla 8 Dispositivos weareable con más éxito en el mercado

Continuando con aquellos dispositivos que tienen la categoría de biomédicos, estos ofrecen un mayor rango de señales a leer y registrar, con mucha más precisión y más capacidad de procesamiento. Por el contrario, la necesidad de aprendizaje acerca de su uso y funcionamiento es más complicado, teniendo que recurrir a la presencia de un especialista en algunos momentos. No son portables en su gran mayoría y requieren de una fuente de alimentación externa, además de carecer de conectividad Bluetooth o WiFi por lo que la exportación se tiene que hacer mediante un cable a una computadora. El precio es bastante elevado como se ve en la Tabla 9.

Biomedical device	Consensys	Bitbrain	Empatica	AutoSense	E4 Wristband	BITalino
Price	2.800	1.300	-	-	1.690	199
Sensor	ECG/GSR/PPG	GSR/PPG	GSR/PPG	ECG/RIP/GSR	ECG/PPG/EDA	EMG/ECG/EDA
Physical device	YES	YES	YES	NO	YES	NO

Tabla 9 Dispositivos biomédicos con más éxito en el mercado

En Trazzin, se ha priorizado un diseño ergonómico y portable, con un peso reducido de 80 gramos y unas dimensiones de 110x80x35 mm. Existen dos tipos de configuraciones, bien con una correa para colocar a modo de smartwach en la muñeca, como un tensiómetro, o bien con una tapa rígida para colocar sobre una mesa o superficie horizontal. Dispone en uno de los laterales de un interruptor para intercalar entre las dos señales analógicas a registrar, que van al mismo puerto de entrada A0. En el otro de los laterales dispone de tres conectores, dos para cada uno de los sensores y otro para un cable micro-usb que sirve para la conexión de una alimentación externa o a un PC.

Dispone de una pantalla táctil que actúa como HMI, que se encuentra por debajo del nivel de la carcasa en su parte superior, para evitar roturas o arañes en caso de caída o de golpes durante su transporte. Consideramos que el disponer de una pantalla táctil como HMI es un valor añadido para el sujeto a la hora de poder visualizar en tiempo real sus señales fisiológicas, configurar su historial de registros o conectarse a la red WiFi sin tener que disponer en ningún caso de un ordenador.

C. Especificaciones de construcción

Dentro del campo de la fabricación aditiva, o fabricación mediante impresión 3D, existen diferentes tipos de tecnologías (SLA, SLA y FDM). Es importante elegir la tecnología adecuada en función del compromiso que tiene que existir entre el coste del dispositivo, las propiedades finales de la pieza producto y el tiempo de fabricación (Ngo, 2018).

La elección de este modo de fabricación se ha seleccionado por varias razones:

- Bajo coste del prototipo.

- Fabricación flexible y personalizada a la hora de obtener un modelo diseñado mediante un programa CAD.
- Facilidad a la hora de fabricar.
- Ahorro de material.

Por todo ello, nuestro dispositivo biomédico ha sido fabricado mediante la tecnología FDM utilizando como material de construcción el PLA. Al tratarse de un dispositivo biomédico este material es el que mejor se adapta, ofreciendo excelentes propiedades a bajo precio en comparación con otros polímeros biodegradables tradicionales utilizados en aplicaciones medicas. Además de ser ecológico no es tóxico para el uso con el cuerpo humano (Lasprilla, 2012). También se tienen en cuenta las condiciones de fabricación a la hora de seleccionar el material. Al elevar la temperatura para conseguir que el material se encuentre en un estado fluido y poder ser extruido a través de la boquilla incorporada en el cabezal de impresión, ocasiona que ciertas partículas volátiles se emitan al ambiente. En concreto con el material utilizado en este proyecto se han realizado estudios sobre la nocividad que presentan estos gases emitidos en la salud humana. Determinando que finalmente que estos compuestos volátiles emitidos al ambiente durante la impresión de un modelo 3D no suponen ningún problema para la salud (Azimi, 2016),(Riya, 2019).

De este modo obtenemos un dispositivo de bajo coste [precio] con un tiempo de fabricación reducido [tiempo] y unas especificaciones técnicas que lo hacen idóneo para poder albergar la electrónica necesaria y ser utilizado en cualquier entorno de rehabilitación. Gracias a su tamaño y peso es un dispositivo portable, y por su sencillez puede ser utilizado sin necesidad de tener conocimientos previos. El diseño realizado específicamente para la impresión 3D hace que sea fácil de fabricar en cualquier tipo de impresora, optimizando la cantidad de material empleado al no necesitar apenas material de soporte. Los parámetros utilizados en el software de laminación Cura v.4.7.1 que consideramos que son óptimos para obtener un dispositivo de altas prestaciones y teniendo en cuenta también las condiciones recomendadas por el fabricante son los mostrados en la Tabla 4:

Quality	Perimeter	Filling	Velocity	Support	Material
Layer height: 0,1 mm.	Wall thickness: 1 mm.	p of fill: 40 %.	Printing speed: 80 mm/s.	Bracket extruder: Nº 1.	Printing temperature: 250 °C.
Initial layer height: 0,2 mm.	Upper / lower pattern: Lines, 3 layers	Fill pattern: triangles	Filling speed: 80 mm/s	Placement of the support / pattern: in all sites / lines	Print bed temperature: 60 °C.
Line/Wall width: 0,35 mm.	Nº of Wall lines: 3.		Velocity of displacement: 150 mm/s	p of support: 15 %.	Flow: 100 %.

Tabla 10 Parámetros de fabricación para el prototipado 3D

D. Especificaciones electrónicas

A la hora de elegir la electrónica que debe de incluir el dispositivo para cumplir con las especificaciones que le configuran como un dispositivo biomédico, elegimos lo siguiente: módulo Ad8232 para lectura de la señal ECG, módulo Grove GSR v1.1 para la lectura de la señal GSR, un módulo WIFI NRF24L01 para la transmisión de datos a la nube, un microcontrolador con un chip CH340G y una ESP8266 y por último un HMI compuesto por una Nextion NX3224T024. El esquema se muestra en la Figura 39:

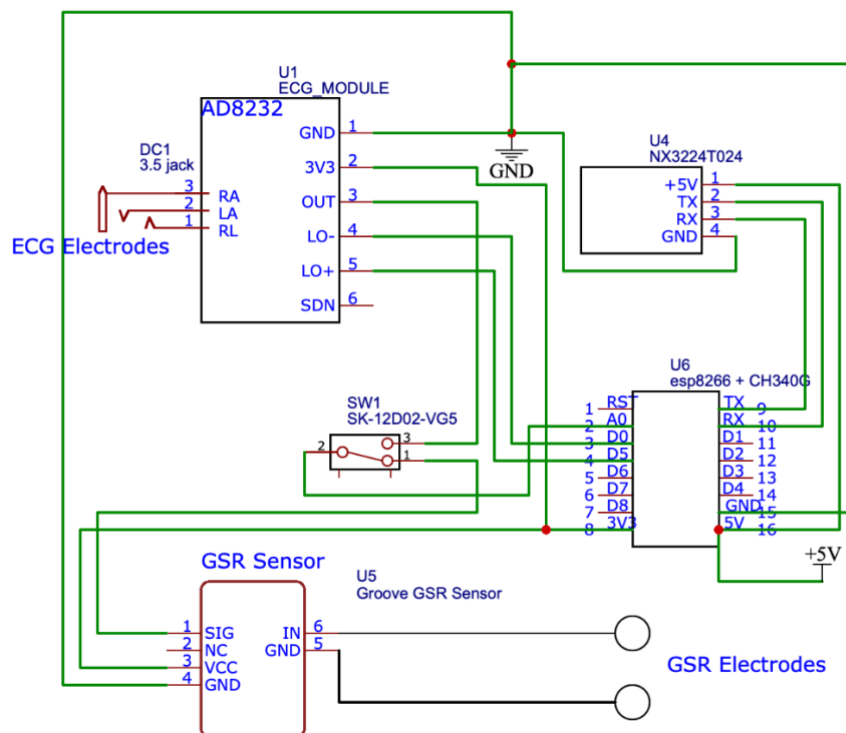


Figura 39 Esquema electrónico de la placa Trazein

- **Modulo ECG** El AD8232 es un circuito integrado con amplificadores de señal y filtros de ruido especialmente calibrados para las señales ECG. El módulo suprime el ruido de 60Hz generado por la electricidad doméstica. La salida del módulo es de tipo analógico por lo que se debe realizar la conversión analógica a digital para visualizar el ECG en el HMI. Ejemplos de investigaciones que han utilizado este módulo son (Gifari, 2015), (Lu, 2014), (Mishra, 2018) obteniendo unos resultados prometedores. En la tabla 5 se muestra una comparativa de diferentes chips para la medición del ECG:

Parameter	Chip		
	AD8232	HM301D	ADS1191
Company	Analog Devices	ST Microelectronics	Texas Instrument

SMRR	80 dB	100 dB	95 dB
Output Impedance	10 GΩ	50 MΩ	100 MΩ
Gain	100 V/V	64 V/V	12 V/V
Feature	Rail to rail output	3-channel ECG	Low noise PGA
Price	\$ 19.95	\$ 125	\$ 7.96

Tabla 11 Comparación entre los chips ECG más utilizados

Según Rachit (Rachit K. et al, 2008), la especificación del ancho de banda del ECG depende de su aplicación. La especificación del ancho de banda se presenta en la Tabla 12.

Application	Bandwidth (Hz)
Display	0.5-40
QRS Detection	0.5-40
Arrhythmia detection	0.05-60
ST segment monitoring	0.05-60

Tabla 12 Especificaciones del ancho de banda de la placa ECG

Se prefiere el AD8232 sobre otros chips. El HM301D es de tres canales, mientras que solo necesitamos un ECG de un solo canal para la detección de QRS. El ADS1191 no proporciona una ganancia suficientemente alta para obtener una buena resolución. El AD8232 tiene la mejor impedancia de salida y ganancia. Los diseños de filtros de paso alto y paso bajo están disponibles en la hoja de datos del AD8232. Para el filtro de paso alto, se utiliza un HPF de dos polos y para el filtro de paso bajo, se utiliza un LPF de Sallen-Key de dos polos. Sparkfun™ proporciona una placa de ECG de 0.5-40 Hz fácilmente disponible con el AD8232. Implementamos los filtros activos utilizando esta placa integrada.

- El módulo GSR, que significa respuesta galvánica de la piel, es un método para medir la conductancia eléctrica de la piel. Las emociones fuertes pueden estimular tu sistema nervioso simpático, lo que resulta en una mayor secreción de sudor por las glándulas sudoríparas. Grove – GSR permite detectar estas emociones fuertes simplemente al colocar dos electrodos en dos dedos de una mano, un equipo interesante para crear proyectos relacionados con las emociones, como se muestra en (Anzanpour, 2015), (Zhang, 2019) and (Saputra, 2017).
- El ESP8266 es un microchip Wi-Fi de bajo costo, con una pila TCP/IP completa y capacidad de microcontrolador, producido por Espressif Systems. Es comúnmente usado para una gran diversidad de proyectos, entre otros los relacionados con la comunicación en entornos de atención sanitaria en el hogar, como se muestra en (Rachit, 2020) and (Mesquita, 2018).

- Chip CH340G Normalmente, se utiliza la interfaz FTDI para la comunicación entre Arduino y PC a través del USB por la puerta serie (UART). Los chip CH340G son otra familia de chips que hacen las mismas funciones que los de FTI para gestionar el USB, pero con un coste mucho menor.

Para abordar todas las especificaciones mencionadas en la Tabla 1, diseñamos el hardware utilizando un método paso a paso. El diseño comienza con el diseño de nivel 0, seguido por el diseño de nivel 1, y así sucesivamente hasta que cada nivel pueda ser implementado utilizando hardware específico.

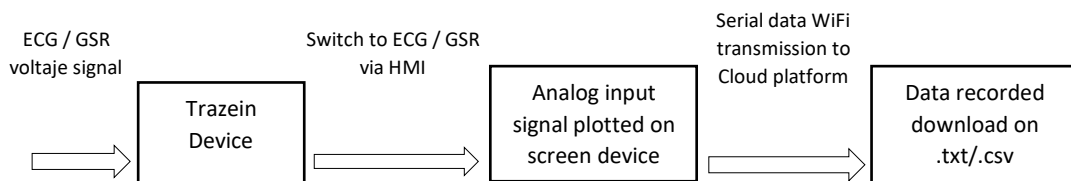


Figura 40 Diagrama de flujo para la obtención de datos fisiológicos

E. Connectivity and IOT

Una forma de introducir en el entorno IoT el proyecto es mediante la incorporación de una plataforma de recogida y almacenamiento de datos. Esta aplicación es Thinger.io, presentándose como código abierto y de forma gratuita. El establecimiento de la conexión entre el dispositivo y la plataforma es mediante vía Wifi. Además de poder ser implementado en la IDE de Arduino al ser un Open Source, ofreciendo librerías para una integración mas sencilla. Es posible almacenar datos de series de tiempo, gestión de identidad y acceso, incluso el acceso de aplicaciones terceras, siendo una de las ventajas la posibilidad de la comunicación bilateral entre los elementos en tiempo real, con el método REST-API. La comunicación entre la plataforma y el dispositivo no supone un consumo elevado de la energía de alimentación, es mas, se realiza un uso eficiente.

Todo ello se presenta en una interfaz web donde poder administrar todos los recursos, e incluso la posibilidad de hacer uso de una aplicación móvil donde poder visualizar los datos recogidos de forma sencilla e inmediata (Bustamante, 2019).

El número máximo de dispositivos con los que se puede conectar de forma gratuita son 2, con 4 dashboard y 4 endpoints. Realizando la escritura del dato recogido como minino cada 60 segundos en el bucket de almacenamiento mientras que el endpoint es cada 10 segundos almacenándose un total de hasta 10 campos de valores.

F. Desarrollo software

Para poder realizar la conexión online con el dashboard vía wifi, así como el poder realizar el procesamiento de las señales fisiológicas en tiempo real para poder almacenar únicamente los resultados, se ha llevado a cabo una programación para un sensor EMG

AD8832, un GSR sensor Grove, arduino y una pantalla táctil para arduino. En primer lugar, realizamos la programación de un código que nos permita elegir la señal que deseamos monitorizar, activándolo por pantalla mediante pulsación táctil. Una vez seleccionado, hacemos que se muestre por pantalla la monitorización de la señal elegida (EMG o GSR). Por último, implementamos un código que nos permita parar la monitorización por pulsación en pantalla y que muestre a continuación dos opciones para elegir, o bien almacenar en sd en arduino, o bien enviarlo a un servidor en remoto a través de wifi. Para esto, utilizaremos la biblioteca Adafruit_GFX junto con Adafruit_TFTLCD para la pantalla táctil (asumiendo que es compatible), la biblioteca SPI para la comunicación con la tarjeta SD, y WiFi.h o WiFi101.h para la conexión a internet, que es compatible con el módulo WiFi. Para el sensor EMG AD8232 y el sensor GSR Grove, disponemos de las bibliotecas correspondientes. De esta manera, el código fuente de todo el proyecto quedaría como se puede ver en el Anexo.

Por otro lado, hacemos un código en arduino para conocer los valores del ritmo cardíaco y su regularidad, la presencia, amplitud, forma y separación de las distintas ondas del ECG. Para analizar una señal de ECG (Electrocardiograma) utilizando Arduino, necesitamos capturar la señal utilizando un sensor de ECG, como el AD8232, y luego procesar esta señal para identificar características clave como el ritmo, la regularidad, la presencia, la amplitud, la forma y la separación de las ondas. Dado que el procesamiento de señales de ECG en tiempo real puede ser bastante complejo para implementarse directamente en Arduino debido a sus limitaciones de procesamiento y memoria, hacemos un código que se centrará en la captura de datos de ECG y la detección de picos R, que es un primer paso fundamental para analizar el ritmo y la regularidad del corazón.

Para un análisis más profundo de la señal de ECG (como la amplitud y la forma de las ondas), se recomienda procesar los datos capturados con software más potente en una PC o utilizar algoritmos avanzados de procesamiento de señales que podrían no ser prácticos directamente en Arduino. Para identificar los picos R hay que buscar los puntos que superen un cierto umbral. Este umbral puede ser dinámico o fijo, dependiendo de la variabilidad de la señal y el ruido de fondo. Una vez detectados los picos R de manera confiable, calculamos el intervalo entre picos sucesivos para analizar el ritmo cardíaco y su regularidad.

Por último, la identificación de otras ondas (P, Q, S, T) requiere un análisis más detallado de la forma de la señal. Esto puede ser difícil de realizar directamente en Arduino y podría requerir análisis posterior en un PC. En ese caso lo que vamos a hacer es programar en Python sobre una plataforma en la nube que va adquiriendo los datos pre-procesados en tiempo real y los procesa directamente. Para programar y analizar señales de ECG con Python en la nube, tenemos varias opciones de plataformas y servidores que ofrecen capacidades de cómputo, almacenamiento y, en algunos casos, APIs específicas para el procesamiento de señales y machine learning. Por ejemplo, Google Colab es un servicio gratuito que te permite escribir y ejecutar Python en el navegador, con acceso a recursos computacionales, incluidos GPUs y TPUs.

Para la recepción de datos de señales ECG y GSR en Google Colab, enviaremos los datos a través de una petición HTTP POST desde tu Arduino a un servidor web expuesto que luego interactúa con tu notebook en Google Colab. Sin embargo, Google Colab no está diseñado para actuar como un servidor web que pueda recibir directamente peticiones HTTP de dispositivos externos como un Arduino.

En su lugar, vamos a procesar y analizar datos de ECG y GSR en Google Colab una vez que los datos ya han sido recibidos y almacenados en un formato accesible, como un archivo CSV en Google Drive o subidos directamente a Colab. Este enfoque implica dos pasos: preparar los datos para su análisis y luego escribir un programa en Python para analizarlos. Lo que hacemos por tanto es un archivo CSV donde cada fila representa una lectura con una marca de tiempo, el valor de la señal ECG y el valor de la señal GSR. A continuación, hacemos un programa en Python para cargar, procesar y analizar los datos. Para enviar datos desde Arduino a un lugar accesible por Colab, vamos a hacer uso de un servicio web como ThingSpeak. Para utilizar ThingSpeak con Arduino para enviar datos de tus sensores ECG y GSR a la nube y luego acceder a esos datos desde un entorno como Google Colab lo primero que hay que hacer es crear un canal de comunicación y configurarlo para después enviar los datos a ThingSpeak desde Arduino, haciendo uso de un módulo WiFi como el ESP8266 o ESP32. Por último, accedemos a los datos utilizando la API de ThingSpeak en Google Colab. Para analizar la señal de ECG capturada y enviada a ThingSpeak, enfocándonos en la detección de picos R, el análisis del ritmo cardíaco y el análisis de las ondas, utilizamos Python en Google Colab y la herramienta de análisis que se encuentra en la librería wfdb de PhysioNet, que proporciona acceso a bases de datos de señales fisiológicas y herramientas para analizar señales de ECG. Esto nos permite cargar y visualizar una señal de ECG, y detectar automáticamente los complejos QRS utilizando wfdb. Sin embargo, esto utiliza datos de señal y anotaciones preexistentes de PhysioNet y asume que tienes acceso a internet para descargar los datos de su base de datos. Para trabajar con nuestros propios datos de ECG (por ejemplo, obtenidos de ThingSpeak como se discutió anteriormente), necesitamos adaptar el código para cargar nuestros datos en lugar de usar wfdb.rdrecord.

Por último programamos el análisis de la señal GSR en Python. El análisis de señales de respuesta galvánica de la piel (GSR), también conocida como conductancia de la piel, a diferencia de las señales de ECG, las señales GSR no tienen componentes periódicos como los picos R, sino que reflejan variaciones en la conductancia de la piel en respuesta a diferentes estímulos psicológicos o fisiológicos. Para la última parte de investigación de la tesis, relacionado con el nuevo marco teórico, hacemos una ampliación de la programación consistente en que una vez que disponemos de los resultados, lo que hacemos es explorar la correlación entre el GSR y la variabilidad de la frecuencia cardíaca para obtener una visión más amplia del estado fisiológico del sujeto. Para ello calculamos los intervalos RR utilizando los picos R detectados en la señal ECG, extraemos características de la señal GSR, como la amplitud media y el número de SCRs y hacemos una correlación:

- Usamos una matriz de correlación para observar cómo las características de HRV (RR intervals) y GSR están relacionadas.
- Calculamos también la correlación específica entre características particulares (como la amplitud media de SCR y los intervalos RR).

La interpretación de los resultados es:

- **Correlación Positiva/Negativa:** Si existe una correlación positiva significativa, indica que a medida que una característica aumenta, la otra también lo hace (o disminuye si es negativa). Por ejemplo, un aumento en los intervalos RR podría correlacionarse con un aumento en la amplitud de SCR si ambos son indicativos de un estado relajado.
- **p-Valor:** El valor p nos indicará la significancia estadística de la correlación. Un valor p bajo (típicamente <0.05) indica que la correlación es significativa.

Este análisis permite explorar la relación entre dos medidas del sistema nervioso autónomo, proporcionando una mejor comprensión de la respuesta fisiológica de un individuo ante ciertos estímulos o condiciones. Así es como analizaremos a los sujetos en la última experimentación.

5.2.3 Implementación, test y análisis

A. Resultados de fabricación

El dispositivo fabricado tiene un aspecto como el que se aprecia en las Figura 41, con los sensores de ECG y GSR conectados tal y como se ha procedido en los ensayos con pacientes.

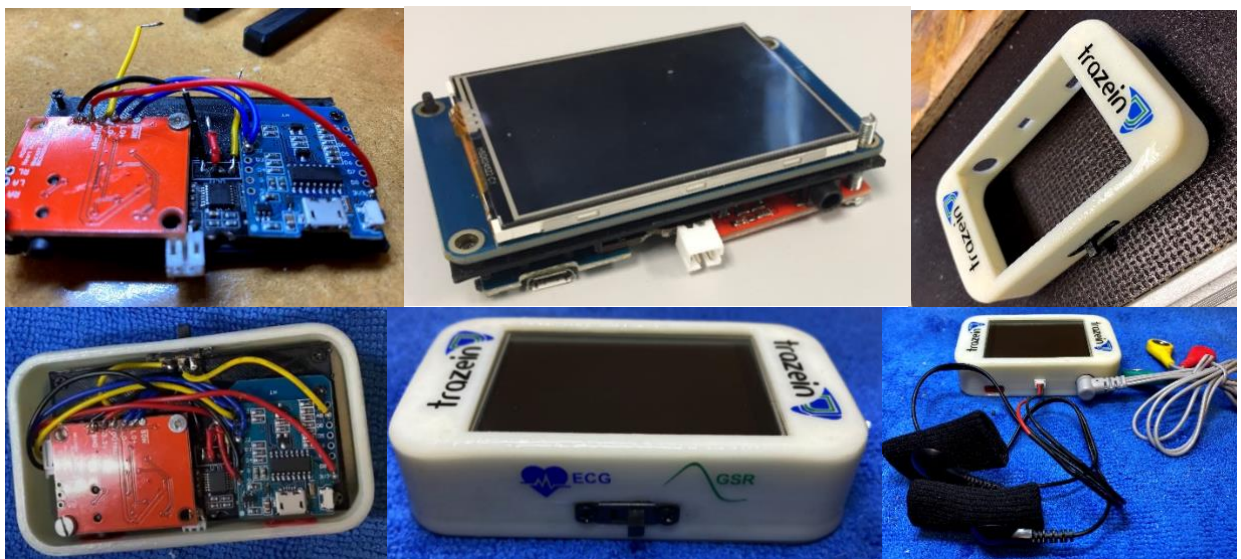


Figura 41 Dispositivo Trazein manufacturado

B. Protocolo

Al realizar la prueba de concepto del dispositivo, hemos llevado a cabo un estudio experimental con 4 sujetos sanos. Los sujetos tenían edades comprendidas entre los 22 y 87 años, 2 hombres y 2 mujeres. Las pruebas se realizaron bajo condiciones de laboratorio, a una temperatura ambiente de 25°C, en las instalaciones del FabLab de la Universidad de Valladolid. Estas pruebas consistieron en medir el ritmo cardíaco y la respuesta galvánica de la piel, en una situación de reposo para validar el correcto funcionamiento del dispositivo en la lectura, envío y almacenamiento de señales fisiológicas, observando los diferentes valores obtenidos y comparándolos con estudios similares (Mochan, 2011), (Villarejo, 2012).

C. Test y análisis

Los resultados obtenidos de la grabación del ECG son los que se muestran en la Figura 6, mientras que en la Figura 7 se puede ver el dispositivo en pleno funcionamiento con uno de los sujetos, mostrando la grabación instantánea de la señal ECG y los latidos por minuto (BPM) en reposo. Se realizó la implementación del algoritmo de Pam-Tompkins [37], comúnmente utilizado para detectar complejos QRS en señales electrocardiográficas. De esta manera, podemos obtener los BPM que se muestran en la pantalla. Cabe mencionar que la señal mostrada en la pantalla aún no ha aplicado el algoritmo y que su procesamiento se lleva a cabo en línea en el ESP8266.

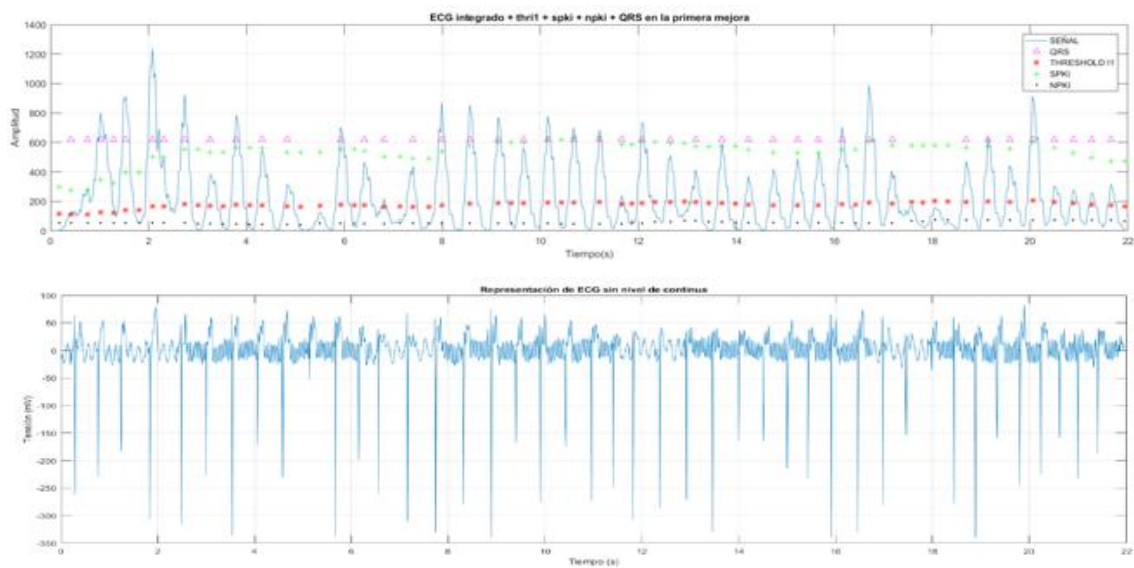


Figura 42 Sujeto 1, 52 años, descanso de 22 segundos

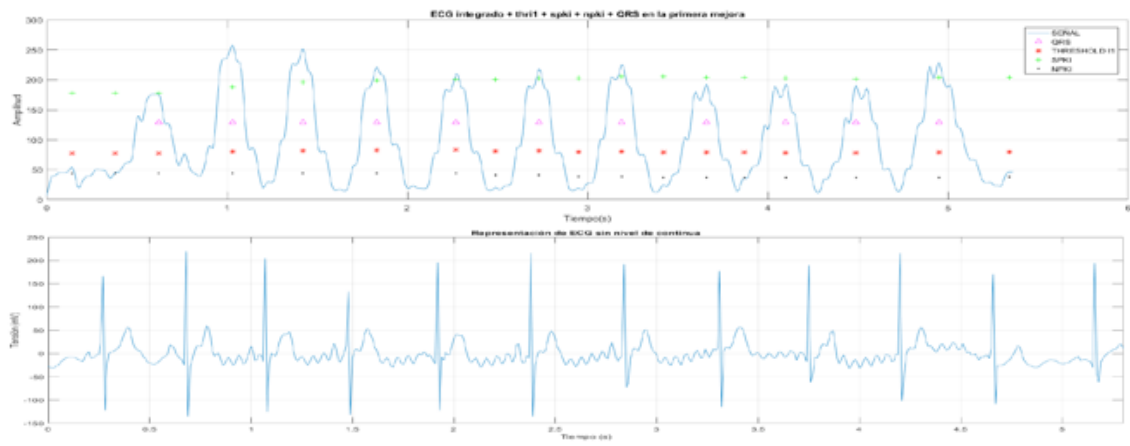


Figura 43 Sujeto 2, 47 años, descanso de 22 segundos

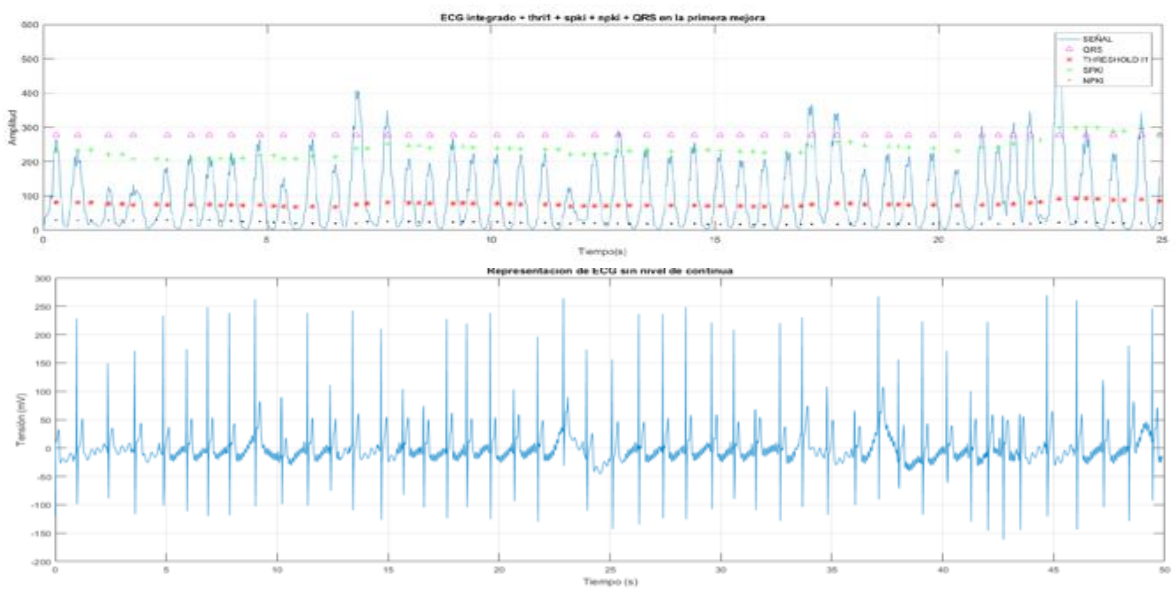


Figura 44 Sujeto 3, 37 años, descanso de 22 segundos

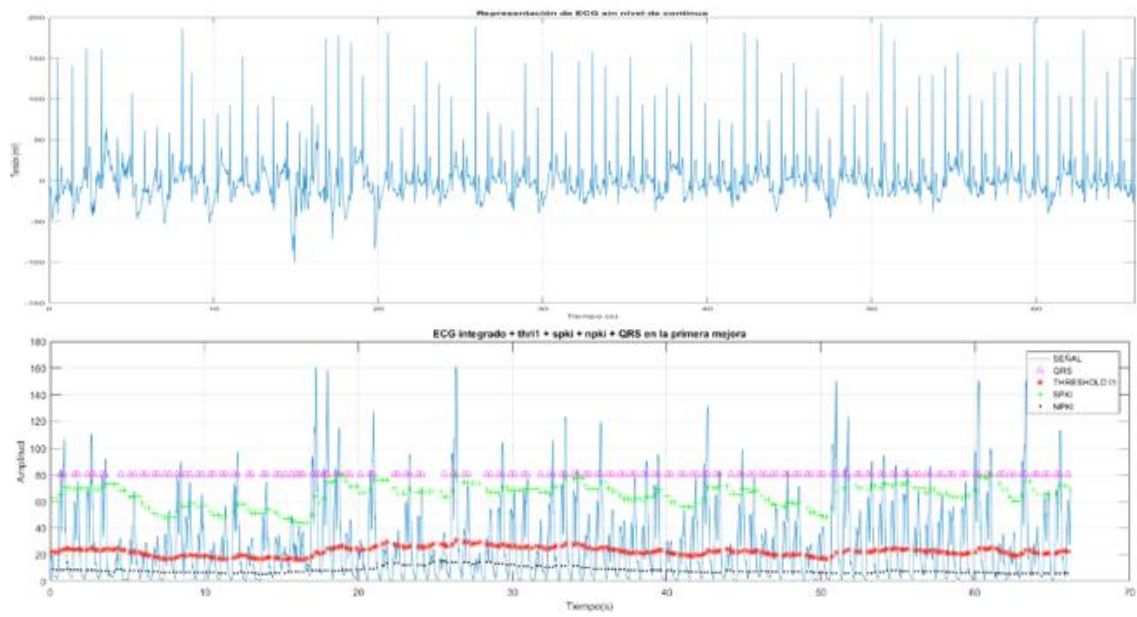


Figura 45 Sujeto 4, 45 años, descanso de 22 segundos



Figura 46 HMI Trazein mostrando la señal ECG y la medida BPM en tiempo real durante la adquisición de un sujeto

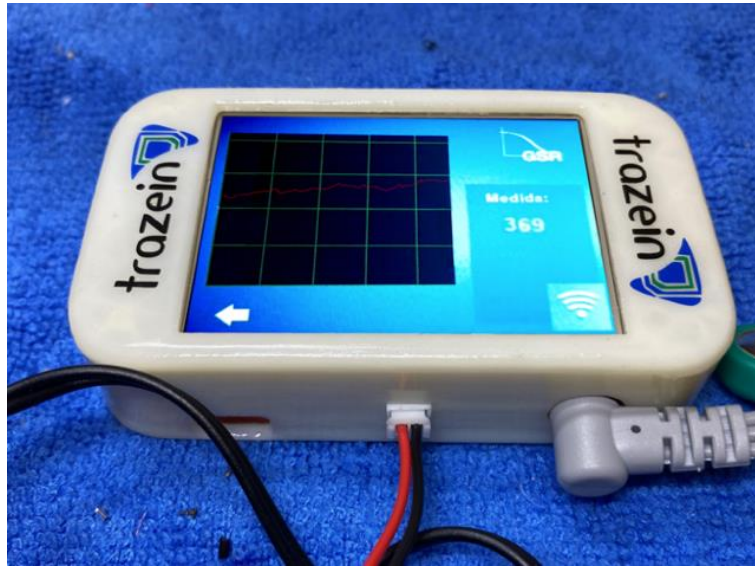


Figura 47 HMI Trazein mostrando la señal GSR en tiempo real durante la adquisición de un sujeto

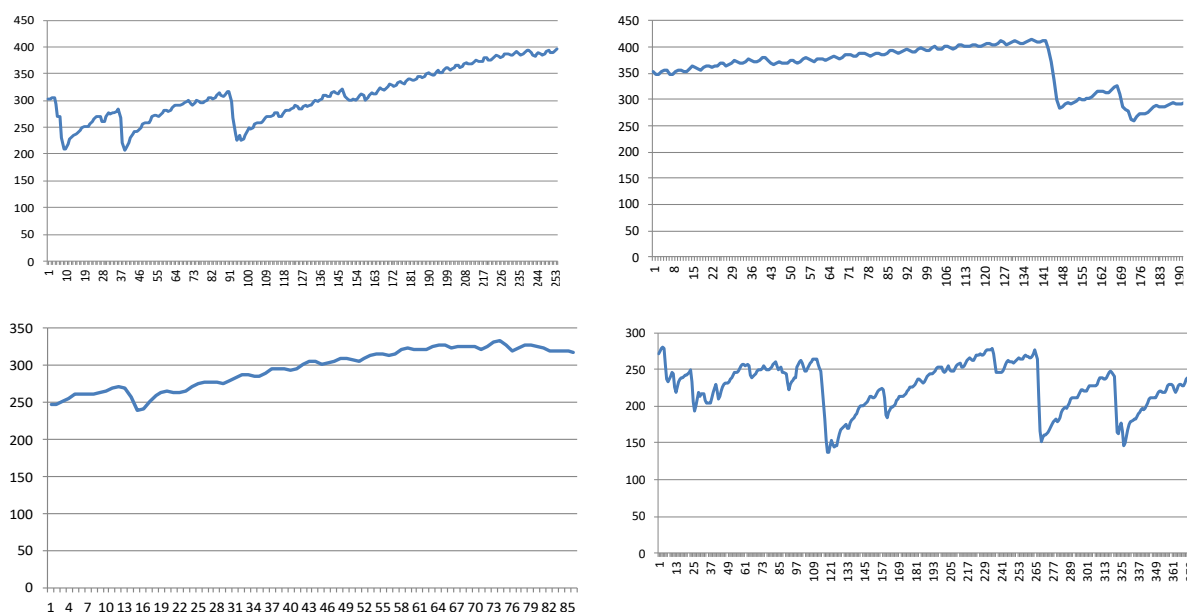


Figura 48 Muestra de la adquisición de la señal GSR de diferentes sujetos

5.3 Diseño de un nuevo marco teórico para rehabilitación de miembro superior mediante tareas de rehabilitación con robots

En la disciplina de la ingeniería biomédica, la integración de tecnologías robóticas en las terapias de rehabilitación ha revolucionado los enfoques terapéuticos tradicionales, ofreciendo nuevas posibilidades para mejorar la autonomía y la calidad de vida de los pacientes. Sin embargo, las normativas existentes, como la norma de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), a menudo no abordan aspectos cruciales que influyen directamente en la eficacia de estas intervenciones, tales como el engagement, la autonomía compartida y el estado psicoemocional de los pacientes. Este trabajo se propone desarrollar un marco teórico que no solo llene estos vacíos, sino que también refine la definición de entorno en contextos de rehabilitación robótica.

Los esfuerzos recientes en este campo, destacados por investigadores como Dylan P. Losey y Priyanshu Agarwal, han comenzado a esbozar cómo la interacción entre pacientes y robots puede ser optimizada para mejorar los resultados terapéuticos. Sin embargo, la integración de estos avances en un marco cohesivo que también incorpore las dimensiones psicoemocionales y de autonomía compartida aún está en su infancia. La autonomía compartida se refiere a la capacidad del robot y del paciente para tomar decisiones conjuntas en el proceso de rehabilitación, lo que puede potenciar la motivación y el compromiso del paciente, factores conocidos por influir en el éxito de la rehabilitación.

Además, el engagement en la rehabilitación con robots no se limita a la mera participación física, sino que también abarca el compromiso cognitivo y emocional del

paciente, aspectos que son fundamentales para una recuperación integral. La evaluación del estado psicoemocional, por otro lado, permite ajustar las intervenciones a las necesidades emocionales y psicológicas del paciente, asegurando un enfoque más personalizado y humano en el tratamiento.

Este nuevo marco teórico buscará unificar los enfoques existentes y ampliarlos para incorporar estos tres componentes esenciales, proporcionando una guía más integral para el diseño y la implementación de tecnologías de rehabilitación robótica. Además, se propondrá una redefinición del concepto de "entorno" en la rehabilitación robótica, considerando no solo el espacio físico, sino también el contexto social y emocional en el que se desarrolla la rehabilitación.

El objetivo final de esta investigación es proporcionar un marco que no solo mejore la eficacia clínica de las intervenciones robóticas, sino que también promueva una mayor satisfacción y bienestar entre los pacientes, considerando sus necesidades y respuestas individuales. Así, este trabajo no solo contribuirá al campo de la ingeniería biomédica, sino que también ofrecerá nuevas perspectivas sobre cómo la tecnología puede ser diseñada y utilizada para apoyar de manera más efectiva la rehabilitación humana.

5.3.1 Análisis del Marco de Losey

La visión general aborda la exploración del control compartido humano-robot en tareas colaborativas donde el humano está físicamente acoplado y cooperando con el dispositivo robótico. La revisión se extiende más allá de los marcos tradicionales de interacción física humano-robot (pHRI) para considerar aplicaciones donde la interacción física está mediada a través de un tercer objeto, permitiendo tareas de manipulación cooperativa y escenarios de teleoperación bilateral. El documento propone un marco para el control compartido entre humanos y robots físicamente acoplados, enfatizando tres ideas clave: detección de intenciones, arbitraje y retroalimentación. La detección de intenciones implica que el robot comprenda los objetivos e intenciones del humano, el arbitraje regula la interacción entre humano y robot, y la retroalimentación informa al operador humano sobre el estado del sistema o las características ambientales. El marco busca organizar los procedimientos de diseño de varios subcampos de pHRI y resalta la importancia de estos temas clave para lograr un control compartido exitoso en la interacción física humano-robot.

La interacción física humano-robot (pHRI, por sus siglas en inglés) desempeña un papel significativo en la mejora de las capacidades de rendimiento humano en el campo de la rehabilitación. Los sistemas de pHRI, como los exoesqueletos y las prótesis robóticas, están diseñados para trabajar en colaboración con individuos en rehabilitación para mejorar su movilidad y habilidades funcionales. Estos sistemas facilitan varios aspectos de la rehabilitación, incluyendo funciones compensatorias para capacidades perdidas y promoviendo la recuperación de lesiones neurológicas como derrames cerebrales o lesiones de la médula espinal.

En el contexto de la rehabilitación, las aplicaciones de pHRI pueden categorizarse en dos enfoques principales:

1. **Rehabilitación Compensatoria:** En este enfoque, los sistemas de pHRI detectan la intención humana para controlar dispositivos robóticos que compensan por las capacidades perdidas. Ejemplos incluyen prótesis mioeléctricas y exoesqueletos utilizados como ayudas de movilidad para individuos con impedimentos de las extremidades.
2. **Rehabilitación Orientada a la Recuperación:** En este escenario, el objetivo es promover la recuperación parcial o completa de lesiones neurológicas. Los sistemas de pHRI se utilizan para facilitar la recuperación neural de modo que los individuos puedan recuperar la independencia y función sin necesidad de asistencia robótica después de completar el proceso de rehabilitación.

Al integrar dispositivos robóticos en los programas de rehabilitación, los sistemas de pHRI proporcionan asistencia y apoyo personalizados a individuos en terapia. Estos sistemas pueden adaptarse a las necesidades del usuario, proporcionar retroalimentación sobre el rendimiento y ofrecer asistencia durante diversas tareas de rehabilitación. La naturaleza interactiva de pHRI permite ajustes en tiempo real basados en los movimientos e intenciones del usuario, creando un entorno dinámico y receptivo para la rehabilitación.

En general, la pHRI en rehabilitación contribuye a nuevas capacidades de rendimiento humano al:

- Mejorar la movilidad y las habilidades funcionales a través de la asistencia robótica.
- Proporcionar apoyo personalizado y adaptable durante las tareas de rehabilitación.
- Facilitar la recuperación neural y promover la independencia en individuos con lesiones neurológicas.
- Ofrecer retroalimentación y asistencia en tiempo real para optimizar los resultados de la rehabilitación.

A través de los esfuerzos colaborativos de humanos y robots en los sistemas de pHRI, los individuos en rehabilitación pueden experimentar resultados mejorados, mayor independencia y una calidad de vida mejorada.

La detección de intenciones, el arbitraje y la comunicación juegan roles cruciales en el control compartido para la interacción física humano-robot (pHRI) al facilitar una colaboración efectiva entre humanos y robots en diversas tareas. Aquí hay un resumen de los roles de cada componente:

1. Detección de Intenciones:

- Rol: La detección de intenciones implica que el robot comprenda los objetivos e intenciones del operador humano para ajustar su comportamiento en consecuencia.

- **Importancia:** Al detectar la intención humana, el robot puede anticipar y responder a las acciones del usuario, lo que lleva a una colaboración más fluida y eficiente.
- **Métodos:** La detección de intenciones se puede lograr a través de diversos medios, como monitorear sensores de fuerza/torque, procesar señales de electromiografía (EMG) o analizar movimientos humanos para inferir intenciones.

2. Arbitraje:

- **Rol:** El arbitraje determina cómo se asigna el control de la tarea entre el humano y el robot basado en la intención detectada.
- **Importancia:** Un arbitraje efectivo asegura una distribución equilibrada del control entre el humano y el robot, optimizando el rendimiento de la tarea y la seguridad.
- **Métodos:** El arbitraje puede realizarse a través de parámetros de asignación de roles derivados del modelado de tareas o mapeando la intención humana directamente a las acciones del robot.

3. Comunicación:

- **Rol:** La comunicación implica proporcionar retroalimentación del robot al operador humano respecto a la tarea, características del entorno o trayectorias sugeridas.
- **Importancia:** La retroalimentación mejora la interacción humano-robot al mantener al operador informado y comprometido, lo que lleva a un mejor rendimiento de la tarea y experiencia del usuario.
- **Métodos:** La retroalimentación de la comunicación a menudo se proporciona hápticamente a través de canales sensoriales, aprovechando el acoplamiento físico entre humano y robot para transmitir información de manera efectiva.

En los escenarios de control compartido para pHRI, estos componentes trabajan juntos para crear un sistema cohesivo e interactivo donde el robot puede comprender, responder y comunicarse con el operador humano en tiempo real. Al integrar mecanismos de detección de intenciones, arbitraje y comunicación, los sistemas de control compartido pueden adaptarse a las necesidades del usuario, optimizar el rendimiento de la tarea y garantizar una colaboración segura y eficiente entre humanos y robots en tareas de interacción física.

Los principales temas tratados sobre la retroalimentación en el contexto de la interacción física humano-robot incluyen:

1. Modalidades de Retroalimentación Sensorial:

- **Descripción:** Se exploran las diferentes formas en que los sistemas robóticos pueden comunicarse con el operador humano a través de canales sensoriales, como el haptismo, para proporcionar información sobre el entorno, las fuerzas aplicadas y las acciones deseadas.
- **Importancia:** La retroalimentación sensorial es crucial para mejorar la comprensión del usuario sobre la interacción con el robot y facilitar la ejecución de tareas de manera efectiva.

- Ejemplos: Se mencionan aplicaciones como simuladores quirúrgicos, plataformas de aprendizaje motor y exoesqueletos para rehabilitación, donde la retroalimentación háptica juega un papel fundamental en la comunicación entre humano y robot.

2. Arquitecturas de Retroalimentación Háptica:

- Descripción: Se discute la importancia de la estructura de los canales de comunicación háptica, especialmente en situaciones donde el sistema robótico guía al operador humano en estrategias de finalización de tareas.
- Importancia: La retroalimentación háptica es fundamental para guiar al usuario en la ejecución de tareas específicas y mejorar la fluidez de los movimientos durante la interacción humano-robot.
- Ejemplos: Se menciona el uso de retroalimentación háptica en entrenamiento de movimientos complejos, como la enseñanza de trayectorias deseadas en simuladores de realidad virtual o en tareas de escritura.

5.3.2 Análisis del Marco de Agarwall

El marco presentado por Agarwall optimiza el (re)aprendizaje motor utilizando un exoesqueleto robótico al proporcionar entrenamiento específico para cada sujeto mediante la adaptación de las tareas de entrenamiento, la asistencia y la retroalimentación basadas en el rendimiento del sujeto. Este marco tiene como objetivo crear un entorno de rehabilitación óptimo para cada individuo ajustando el nivel de desafío del entrenamiento para que coincida con el nivel de habilidad del sujeto.

Los componentes clave del marco incluyen:

1. **Adaptación de la Tarea:** El marco introduce variabilidad en la tarea para mantenerla óptimamente desafiante para el sujeto. Se utiliza un enfoque de aprendizaje a partir de la demostración para modelar una tarea multiarticular continua y coordinada, permitiendo la modulación en línea del nivel de desafío de la tarea.
2. **Adaptación de la Asistencia:** El marco adapta la asistencia proporcionada por el exoesqueleto robótico, alternando entre la ampliación del error y la orientación háptica basada en el rendimiento del sujeto. Esta asistencia adaptativa tiene como objetivo facilitar el aprendizaje motor proporcionando el nivel adecuado de soporte.
3. **Adaptación de la Retroalimentación:** El marco ajusta la retroalimentación proporcionada al sujeto para fomentar la adaptación y el aprendizaje motor. Cambiando la transparencia de la retroalimentación basada en el rendimiento, el marco tiene como objetivo promover el desarrollo de habilidades sin crear dependencia de la retroalimentación.

Al integrar estos elementos adaptativos en el entorno de entrenamiento, el marco tiene como objetivo mejorar los resultados del aprendizaje motor personalizando la experiencia de entrenamiento a las necesidades y habilidades individuales del sujeto. El

estudio realizado con sujetos humanos sanos utilizando un exoesqueleto de mano demostró que las adaptaciones en la tarea, la asistencia y la retroalimentación pueden modular el desafío y afectar significativamente el aprendizaje motor.

La adaptación de las tareas de entrenamiento, la asistencia y la retroalimentación basadas en el rendimiento del sujeto es significativa por varias razones:

1. **Personalización:** Al adaptar la experiencia de entrenamiento al rendimiento individual, el entrenamiento se vuelve más personalizado y efectivo. Esta personalización asegura que el nivel de desafío sea adecuado para el nivel de habilidad del sujeto, maximizando el potencial de aprendizaje.
2. **Desafío Óptimo:** Adaptar las tareas, la asistencia y la retroalimentación basadas en el rendimiento ayuda a mantener un nivel óptimo de desafío para el sujeto. Esto asegura que el entrenamiento siga siendo atractivo y efectivo, promoviendo el desarrollo de habilidades y previniendo el aburrimiento o la frustración.
3. **Desarrollo de Habilidades:** Ajustando los parámetros de entrenamiento en tiempo real de acuerdo con el rendimiento del sujeto, el marco puede facilitar el desarrollo de habilidades y el aprendizaje motor. Esta adaptación dinámica permite un soporte y orientación específicos, mejorando el proceso de aprendizaje.
4. **Evitar la Sobrecarga:** Adaptar las tareas de entrenamiento, la asistencia y la retroalimentación basadas en el rendimiento ayuda a prevenir la sobrecarga o la subestimulación. Proporcionando el nivel adecuado de desafío y apoyo, el marco puede optimizar el entorno de aprendizaje y promover la mejora continua.
5. **Eficiencia:** Personalizar las tareas de entrenamiento, la asistencia y la retroalimentación al rendimiento del sujeto puede conducir a resultados de aprendizaje más eficientes. Al enfocarse en áreas donde el sujeto necesita mejorar y ajustar los parámetros de entrenamiento en consecuencia, el marco puede aumentar la efectividad del proceso de entrenamiento.

Si tratamos de hacer un compendio de las ideas principales expresados por ambos autores, podemos llegar a la siguiente conclusión:

Convergencias:

1. **Adaptación y Personalización:** Ambos marcos enfatizan la importancia de adaptar la interacción humano-robot al usuario. Losey se enfoca en la adaptación de tareas, asistencia y retroalimentación basada en el rendimiento del usuario para mantener un desafío óptimo. Agarwall también propone un enfoque personalizado, aunque específicamente a través de la adaptación en el uso de exoesqueletos. La personalización es crucial para mantener el engagement y facilitar la autonomía compartida.
2. **Interacción Dinámica:** Tanto Losey como Agarwall enfatizan la importancia de una interacción dinámica y en tiempo real entre el humano y el robot, lo cual es fundamental para ajustar la asistencia según las necesidades y capacidades del usuario, promoviendo su autonomía y adaptándose a su estado psicoemocional.

Divergencias:

1. **Métodos de Adaptación:** Mientras que Losey puede incluir métodos basados en el análisis de movimientos y respuestas del usuario (háptica, EMG, etc.), Agarwall podría estar más centrado en aplicaciones específicas como el aprendizaje motor y la rehabilitación neurológica. Este enfoque podría requerir integración o alineación para abarcar todos los aspectos deseados en el nuevo marco.

Incorporación de las Tres Ideas Clave:

1. Engagement:

- Integrar métodos de detección de intención y retroalimentación adaptativa para mantener a los usuarios comprometidos y motivados.
- Utilizar la variabilidad en las tareas y la dificultad personalizada para mantener el interés y el desafío.

2. Autonomía Compartida:

- Desarrollar sistemas que permitan una negociación y ajuste continuo del nivel de asistencia y control entre el humano y el robot, basándose en la capacidad actual y la mejora del usuario.
- Facilitar que el usuario tenga un papel activo en la toma de decisiones sobre cómo y cuándo el robot debe asistir, reflejando un enfoque de autonomía compartida.

3. Control biocooperativo

- Incorporar sensores y algoritmos que puedan detectar cambios en el estado emocional y físico del usuario para ajustar la interacción de manera proactiva.
- Diseñar retroalimentaciones que sean empáticas y ajustadas a las necesidades psicoemocionales del usuario, mejorando la conexión y la confianza en la interacción.

5.3.3 Síntesis del Nuevo Marco Teórico

En este sentido, el nuevo marco podría describirse como un sistema integrado que adapta dinámicamente la interacción basada en un profundo entendimiento del estado físico, cognitivo y emocional del usuario, promoviendo una rehabilitación más efectiva y personalizada. Este marco integraría tecnologías de detección avanzada y algoritmos de inteligencia artificial para ajustar continuamente las tareas y la asistencia, optimizando tanto la autonomía del usuario como su engagement y bienestar emocional durante las sesiones de rehabilitación.

Para ello, lo primero que nos propusimos fue definir algunos de los términos más importantes que se mencionan en los marcos anteriores y otros que se han quedado fuera pero que consideramos importantes. En primer lugar, pasamos a definir lo que denominamos estado psicoemocional para responder a la primera de las preguntas, ¿se puede considerar el estado psicoemocional una variable que se puede medir y puede ser controlada? Hasta ahora lo que hemos planteado a lo largo del documento de tesis es

que el estado psicoemocional puede ser deducido a partir de dos parámetros, el ECG y el GSR. Por lo tanto, el planteamiento es el siguiente:

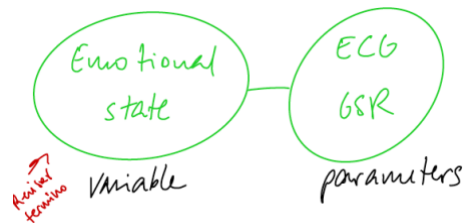


Figura 49 Planteamiento inicial que relaciona el estado emocional con los parámetros ECG y GSR

Definimos estado psicoemocional como la combinación del estado emocional y psicológico de una persona en un momento dado. Este concepto abarca una amplia gama de factores internos que influyen en cómo un individuo se siente y cómo percibe su entorno.

Componentes del Estado Psicoemocional

1. **Emocional:** Incluye las emociones y sentimientos actuales de una persona, como alegría, tristeza, ira, miedo, entre otros. Estas emociones pueden ser respuestas a eventos externos o surgir de reflexiones internas y son cruciales para la toma de decisiones y la interacción social. Nosotros las medimos con el Test SAM.
2. **Psicológico:** Engloba los aspectos cognitivos y mentales, como los patrones de pensamiento, las creencias, las actitudes y la percepción. Este componente también incluye la salud mental del individuo, como la presencia o ausencia de trastornos psicológicos. Aquí nosotros no entramos a valorarlo de una manera cuantitativa dado que se escapa a nuestro campo de conocimiento, por lo tanto la colaboración con otros expertos en esta disciplina se hace de especial importancia.

El estado psicoemocional de una persona puede influir significativamente en su comportamiento y desempeño. Por ejemplo, un estado emocional positivo puede aumentar la productividad y la creatividad, mientras que un estado emocional negativo puede conducir a una disminución de la eficacia y la motivación. En contextos de rehabilitación, entender y gestionar el estado psicoemocional de los pacientes es fundamental para el tratamiento efectivo, especialmente en terapias y rehabilitaciones.

En el diseño de interacciones humano-robot o en el desarrollo de interfaces de usuario, considerar el estado psicoemocional mejora la experiencia del usuario, hace que la tecnología sea más accesible y aumenta la satisfacción general. Por ello, este marco teórico persigue que los sistemas puedan adaptarse al estado psicoemocional del usuario a través de conceptos como la adaptabilidad y la variabilidad.

En segundo lugar, nos adentramos en el término arbitraje usado por Losey en su marco. Según Losey, cuando existe un control compartido cada agente tiene un objetivo, siendo el feedback visual lo que representa al trayectoria deseada así como la posición deseada al mismo tiempo. El siguiente esquema representa la cuestión:

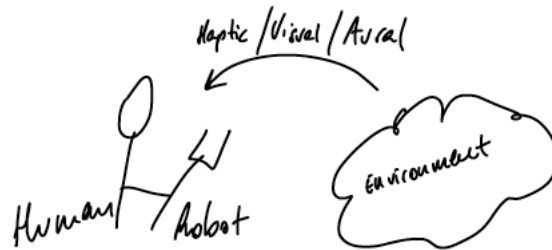


Figura 50 Esquema representativo del planteamiento de Losey

Aquí nosotros nos preguntamos, ¿la trayectoria deseada por el sujeto está influenciada por el estado psicoemocional? ¿El arbitraje está, por tanto, influenciado por el estado psicoemocional? Y, ¿El entorno influye en el estado psicoemocional?.

Si partimos de la base de que el estado psicoemocional se puede relacionar con la intencionalidad del sujeto de una manera directa, podemos deducir que la respuesta a la primera de las preguntas es que sí, la trayectoria deseada por el sujeto está influenciada por el estado psicoemocional. El impacto del estado psicoemocional en la intencionalidad viene determinado por los siguientes factores:

1. **Motivación y Esfuerzo:** Los estados emocionales positivos, como la felicidad o la satisfacción, tienden a aumentar la motivación y el esfuerzo que un paciente está dispuesto a invertir en una tarea de rehabilitación. Por el contrario, emociones negativas como la frustración o la tristeza pueden disminuir la intencionalidad, llevando a un compromiso menor con las actividades de rehabilitación.
2. **Perseverancia ante la dificultad:** La capacidad de un paciente para perseverar frente a tareas desafiantes o dolorosas puede estar directamente influenciada por su estado emocional. Un estado emocional positivo puede impulsar a los pacientes a enfrentar desafíos, mientras que un estado negativo puede hacer que se den por vencidos más fácilmente.
3. **Respuesta al fracaso:** La manera en que los pacientes manejan el fracaso y la retroalimentación negativa durante la rehabilitación también puede estar relacionada con su estado emocional. Aquellos en un estado más positivo pueden ver los contratiempos como oportunidades de aprendizaje, mientras que los estados emocionales negativos pueden llevar a una respuesta más derrotista.

Ahora pasamos a responder la segunda de las preguntas, ¿el arbitraje está influenciado por el estado psicoemocional? La respuesta en este caso para nosotros es que sí. Si bien el arbitraje determina cómo se asigna el control de la tarea entre el humano y el robot, esto está basado según Losey en la intención detectada mapeando la intención humana

directamente a las acciones del robot. Por tanto, si para Losey hay una relación clara entre la intencionalidad y el arbitraje, para nosotros también la hay entre el arbitraje y el estado psicoemocional. Pasamos a definir ahora las relaciones entre ambos términos y cómo planteamos hacer una implementación práctica en nuestro marco teórico:

Relación entre Estado Psicoemocional y Arbitraje

1. **Adaptación Basada en el Estado Emocional:** El estado psicoemocional del paciente puede influir en cómo debería arbitrarse el control entre el humano y el robot. Por ejemplo, si un paciente se siente ansioso o frustrado, el sistema podría arbitrar para aumentar la asistencia robótica, reduciendo la carga y el estrés del paciente, lo que podría mejorar su estado emocional y, potencialmente, su rendimiento en la tarea.
2. **Respuesta Dinámica a las Necesidades del Usuario:** El arbitraje dinámico, que ajusta quién (el humano o el robot) tiene más control sobre la tarea en función del rendimiento y el estado del usuario, puede ser especialmente útil para responder no solo a las capacidades físicas del paciente, sino también a su estado emocional. Esto asegura que el sistema no solo es efectivo desde el punto de vista técnico, sino también sensible y receptivo a las necesidades emocionales del paciente.
3. **Promoción de la Autonomía y la Confianza:** El arbitraje efectivo que considera el estado psicoemocional puede ayudar a fomentar la autonomía del paciente y mejorar su confianza en sus propias habilidades. Por ejemplo, ajustar gradualmente el nivel de control que tiene el paciente según mejora su estado emocional y aumenta su confianza puede promover un mayor compromiso y una recuperación más efectiva.

Implementación Práctica

Para implementar efectivamente esta relación en sistemas de rehabilitación, se podrían considerar los siguientes enfoques:

- **Sistemas de Monitoreo Continuo:** Integrar sensores y algoritmos capaces de detectar cambios en el estado emocional del paciente en tiempo real, permitiendo ajustes dinámicos en el arbitraje de control.
- **Algoritmos de Aprendizaje Automático:** Desarrollar modelos de aprendizaje automático que puedan aprender de las interacciones pasadas y prever las necesidades emocionales y físicas del paciente para ajustar la asistencia y el control del robot de manera proactiva.
- **Interfaz Usuario-Robot Empática:** Diseñar interfaces que no solo sean intuitivas desde el punto de vista físico sino también emocionalmente inteligentes, capaces de adaptarse a las señales emocionales del usuario para modificar la interacción.

En cuanto a la última de estas primeras preguntas, concluimos que el entorno influye en el estado psicoemocional y por tanto en el resto de los términos anteriores que se

relacionan de manera directa. De esta manera planteamos la primera aproximación de nuestro marco teórico de la siguiente manera:

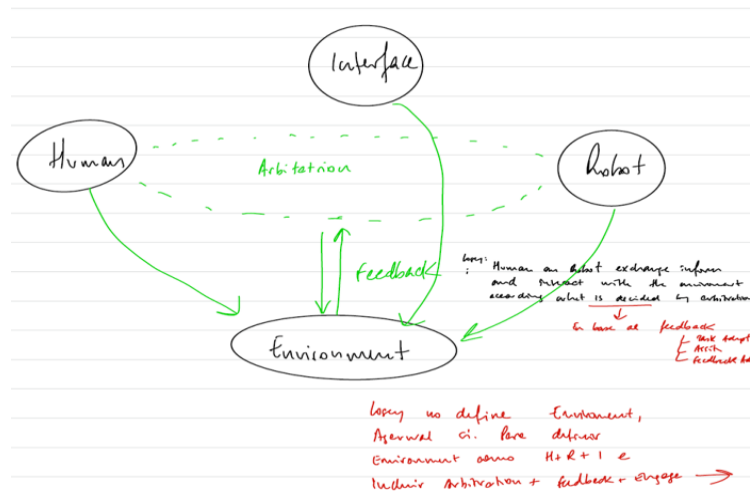


Figura 51 Primera aproximación del planteamiento del marco teórico

En este primer marco intuimos una serie de cuestiones importantes, la primera de ellas es que incluimos el término arbitraje, dado el planteamiento desarrollado anteriormente y que regula la acción entre el sujeto y el robot. Además, este primer marco incluye el feedback, que en este caso es bidireccional entre el entorno y el arbitraje. El entorno además está influido por el humano, el robot y la interface. Según Losey, el humano y el robot intercambian información e interactúan con el medio según lo que es decidido por el arbitraje en base al feedback. En este punto, aún hay muchas cuestiones sin responder ni analizar, por ejemplo, en cuanto a la intencionalidad. Si definimos la intencionalidad como algo lineal entre el sujeto y el robot, la intencionalidad tiene tres componentes que definimos de la siguiente manera: Información, Medida e Interpretación. Esto se aborda en el marco de Losey y Agarwall de la siguiente manera:

Marco de Dylan P. Losey

1. Intent Information:

- Losey se centra en cómo los robots pueden entender y adaptarse a las intenciones humanas a través de señales de interacción directa, como la fuerza o el movimiento. Esto se alinea con la recopilación de información de intención, donde se reconoce qué es lo que el usuario intenta lograr.

2. Intent Measurement:

- En el trabajo de Losey, se utilizan tecnologías como sensores de fuerza/torque y procesamiento de señales de electromiografía (EMG) para medir la intención del usuario. Estas medidas son esenciales para que el sistema pueda evaluar en tiempo real las intenciones del usuario a través de su actividad física.

3. Intent Interpretation:

- El enfoque de Losey implica interpretar las medidas de intención para ajustar la dinámica de interacción entre el humano y el robot, como adaptar el nivel de asistencia robótica. La interpretación es clave para asegurar que el robot responda de manera coherente con los objetivos y capacidades del usuario.

Marco de Agarwal

1. Intent Information:

- Agarwal se ha centrado más en el aspecto de rehabilitación usando exoesqueletos y prótesis, donde entender la intención del usuario es crucial para el diseño de las respuestas del dispositivo. Aunque su trabajo podría no detallar explícitamente la "información de intención", implícitamente considera qué movimientos o tareas el usuario intenta realizar.

2. Intent Measurement:

- Similar a Losey, aunque con un enfoque posiblemente diferente en términos de aplicaciones específicas, Agarwal necesitaría medir la intención del usuario para calibrar y controlar efectivamente las prótesis o exoesqueletos. Esto puede incluir el uso de sensores biomecánicos o sistemas de captura de movimiento.

3. Intent Interpretation:

- La interpretación de estas mediciones es fundamental para proporcionar una respuesta adecuada del dispositivo robótico. Agarwal necesitaría desarrollar algoritmos o modelos que interpreten correctamente las intenciones del usuario basadas en datos crudos y dinámicos para optimizar la funcionalidad del exoesqueleto o de la prótesis.

Ambos marcos, aunque con diferentes enfoques y aplicaciones, consideran los aspectos de intencionalidad dentro de la interacción humano-robot. Mientras que Losey podría enfocarse más en la adaptabilidad y la interacción directa en tareas colaborativas, Agarwal podría centrarse más en la rehabilitación personalizada y controlada. En la definición de nuestro marco teórico consideramos la intencionalidad de la siguiente manera:

Intent Information

Definimos claramente qué intenciones específicas del usuario deben ser comprendidas por el sistema. Esto incluye movimientos deseados, tareas específicas, o niveles de esfuerzo esperados en diferentes etapas de la rehabilitación. Para ellos, hay que implementar un sistema de sensores (como EMG, sensores de posición, acelerómetros) que puedan capturar datos en tiempo real relativos a los movimientos físicos y las señales fisiológicas del usuario.

Intent Measurement and Interpretation

Se utilizan datos recopilados de los sensores para medir de manera precisa las intenciones del usuario. Esto puede requerir el procesamiento de señales en tiempo real y la aplicación de técnicas de filtrado para distinguir entre diferentes tipos de movimientos o intenciones.

Es necesario desarrollar y entrenar modelos de aprendizaje automático que puedan interpretar las intenciones del usuario a partir de los datos complejos recopilados. Estos modelos deberían ser capaces de adaptarse a lo largo del tiempo a medida que cambian las habilidades y necesidades del usuario. Por ende, es necesario configurar el sistema para que responda de manera adecuada a las intenciones interpretadas, ajustando la asistencia del robot, el nivel de desafío de las tareas, o la retroalimentación proporcionada al usuario.

El sistema debería no solo interpretar las intenciones, sino también proporcionar retroalimentación continua al usuario, ajustándose según su progreso y estado psicoemocional. Este enfoque ayuda a mantener al usuario comprometido y motivado a lo largo de su terapia. Una consideración esencial es asegurar que todo el proceso respete la autonomía del usuario y sus decisiones personales, fomentando una colaboración óptima entre el humano y el robot. Con todo lo anterior, reformulamos nuestro primer modelo de marco teórico para tener una segunda versión que incluye todos estos términos y definiciones de una manera más precisa, quedando de la siguiente manera:

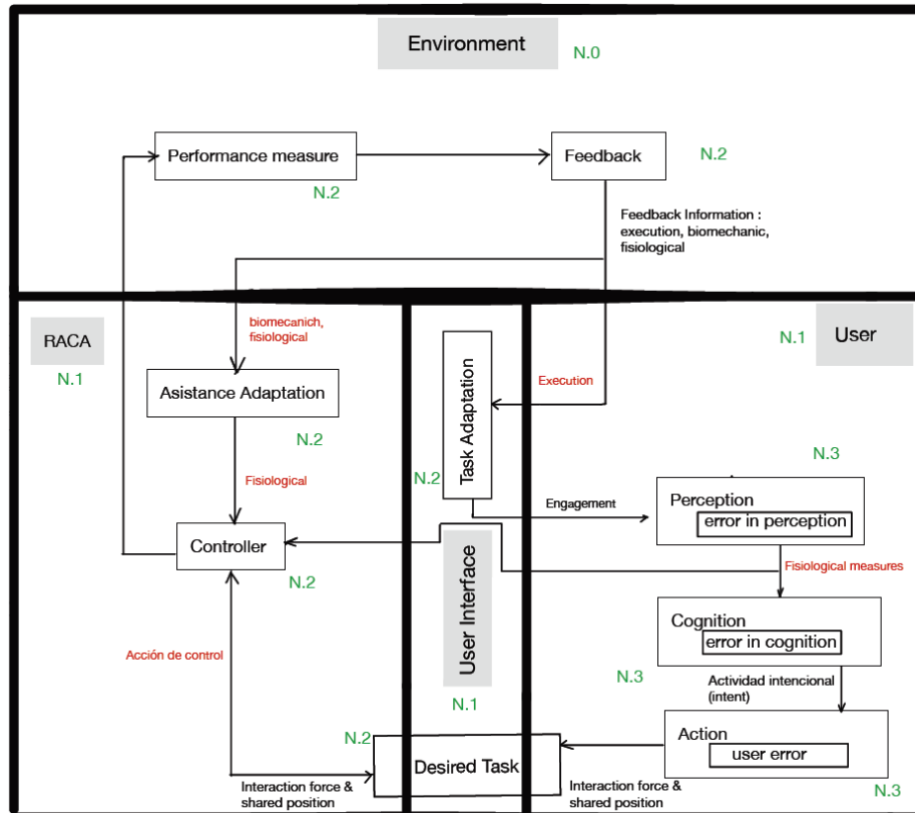


Figura 52 Primera definición del nuevo marco teórico

De nuevo, una vez llegados a este punto, asaltan determinadas preguntas que necesitan ser respondidas y términos que precisan ser definidos. El primero de ellos es referente al feedback que recibe el usuario, ¿qué tipo de feedback recibe? Nosotros proponemos que existan tres tipos de información: de ejecución de la tarea, biomecánica y fisiológica que se utilizará de cara al biofeedback y feedback biocooperativo.

También nos damos cuenta de que es necesario añadir al terapeuta al marco definido inicialmente por Agarwall, que es quien hace una definición del entorno. Para nosotros el terapeuta es un elemento indispensable del marco y que se debe de incluir como parte esencial del entorno de rehabilitación, dado que es una entrada de feedback que va a permitir regular y controlar el resto de aspectos asociados a la tarea de rehabilitación. De esta manera, concluimos en lo siguiente:

1. Información de Ejecución de la Tarea

- Descripción: Este tipo de feedback se refiere a la información directa sobre cómo el usuario está realizando una tarea específica. Incluye indicadores de éxito, precisión, tiempo de realización y cumplimiento de los objetivos de la tarea.
- Utilidad: Ayuda a los usuarios a entender cómo están progresando con respecto a las metas establecidas y proporciona una guía clara sobre cómo mejorar su desempeño en tareas futuras.
- Ejemplos de Aplicación: En una tarea de agarre usando un exoesqueleto de mano, el feedback puede indicar si el agarre fue demasiado fuerte o débil, o si el tiempo de respuesta está dentro de los parámetros deseados.

2. Información Biomecánica

- Descripción: Este feedback incluye datos sobre la mecánica del cuerpo, como ángulos de las articulaciones, fuerzas ejercidas y patrones de movimiento.
- Utilidad: Es crucial para asegurar que el usuario realice movimientos de manera segura y efectiva. Ayuda a prevenir lesiones y optimizar el movimiento físico según las capacidades y limitaciones del usuario.
- Ejemplos de Aplicación: Durante una sesión de rehabilitación de marcha, este tipo de feedback puede informar a un usuario si está manteniendo un patrón de marcha simétrico o si hay desviaciones que podrían indicar la necesidad de ajustes en la asistencia del robot.

3. Información Fisiológica

- Descripción: Incluye datos como ritmo cardíaco (grado de estrés), tensión muscular (a través de EMG), y otros indicadores fisiológicos que reflejan la respuesta del cuerpo a la tarea.
- Utilidad: Este feedback es fundamental para entender la respuesta interna del usuario a las intervenciones de rehabilitación. Puede indicar niveles de estrés o fatiga, lo que permite ajustar la intensidad o la duración de la terapia para optimizar los resultados sin sobreexigir al paciente.

- Ejemplos de Aplicación: En un entrenamiento de resistencia, la información sobre la frecuencia cardíaca puede ayudar a determinar si el nivel de esfuerzo es apropiado o si se debe modificar la dificultad de la tarea.

4. Integración para Biofeedback y Feedback Biocooperativo

- Biofeedback: Usando la información fisiológica, se puede entrenar a los usuarios para que modifiquen sus respuestas fisiológicas, mejorando su control sobre funciones corporales que normalmente son automáticas, como la relajación muscular o la regulación de la respiración.
- Feedback Biocooperativo: Este enfoque integra los tres tipos de feedback para adaptar las intervenciones del robot en tiempo real, basándose en la ejecución de la tarea, la mecánica del cuerpo y las respuestas fisiológicas del usuario. Por ejemplo, si un usuario muestra signos de fatiga fisiológica, el sistema puede reducir automáticamente la carga o modificar los parámetros de la tarea para mantener el compromiso sin comprometer la seguridad o el bienestar del usuario.

A partir de aquí, tenemos que pensar cómo añadir al terapeuta al marco teórico de una manera similar a que hace la IEC en su marco de control compartido. Por otro lado, en la adaptación tanto del feedback como de la tarea planteamos la ortogonalidad de la adaptación, a partir de la asistencia, la tarea y el feedback. La idea de adaptación ortogonal en el contexto de la rehabilitación robótica, implica que las modificaciones en la tarea, el feedback y la asistencia se realizan de manera que cada una pueda ser ajustada independientemente sin interferir con las otras. Este enfoque permite personalizar el tratamiento de rehabilitación de forma más precisa, atendiendo a las necesidades específicas del paciente en varias dimensiones simultáneamente.

El objetivo de la adaptación de la tarea es ajustar las características específicas de la tarea que el paciente necesita realizar, lo cual puede incluir la complejidad, la duración, o los objetivos específicos de la tarea. En el caso de un paciente que está recuperándose de una lesión en la rodilla, la tarea podría ser caminar entre dos puntos. A medida que el paciente mejora, la distancia puede incrementarse, o se pueden agregar obstáculos para mejorar la coordinación y el equilibrio.

Por otro lado, la adaptación del feedback implica cambiar la cantidad, el tipo y la frecuencia del feedback proporcionado al paciente sobre su desempeño durante la tarea. Esto puede incluir feedback visual, auditivo, táctil o una combinación de estos. Por ejemplo, inicialmente un paciente podría recibir feedback continuo y detallado sobre su forma de caminar a través de una pantalla que muestra la alineación de sus piernas. A medida que mejora, el feedback podría reducirse a simples indicadores de cuando está desviándose de la forma ideal.

Por último, la adaptación de la asistencia consiste en modificar el nivel de asistencia física proporcionada por el sistema robótico. Esto puede ser desde una asistencia completa hasta un soporte mínimo, dependiendo de la capacidad y progreso del paciente.

Utilizando el mismo ejemplo de rehabilitación de la rodilla, la asistencia de un exoesqueleto puede ser ajustada para proporcionar más o menos soporte dependiendo de la fuerza y estabilidad del paciente. Al principio, el exoesqueleto podría soportar gran parte del peso del paciente, pero a medida que este recupera fuerza, la asistencia se reduce gradualmente.

Así, redefinimos el marco teórico como un sistema avanzado de interacción humano-robot, específicamente diseñado para contextos de rehabilitación, donde se integran múltiples componentes para optimizar la experiencia del usuario y la eficacia del tratamiento.

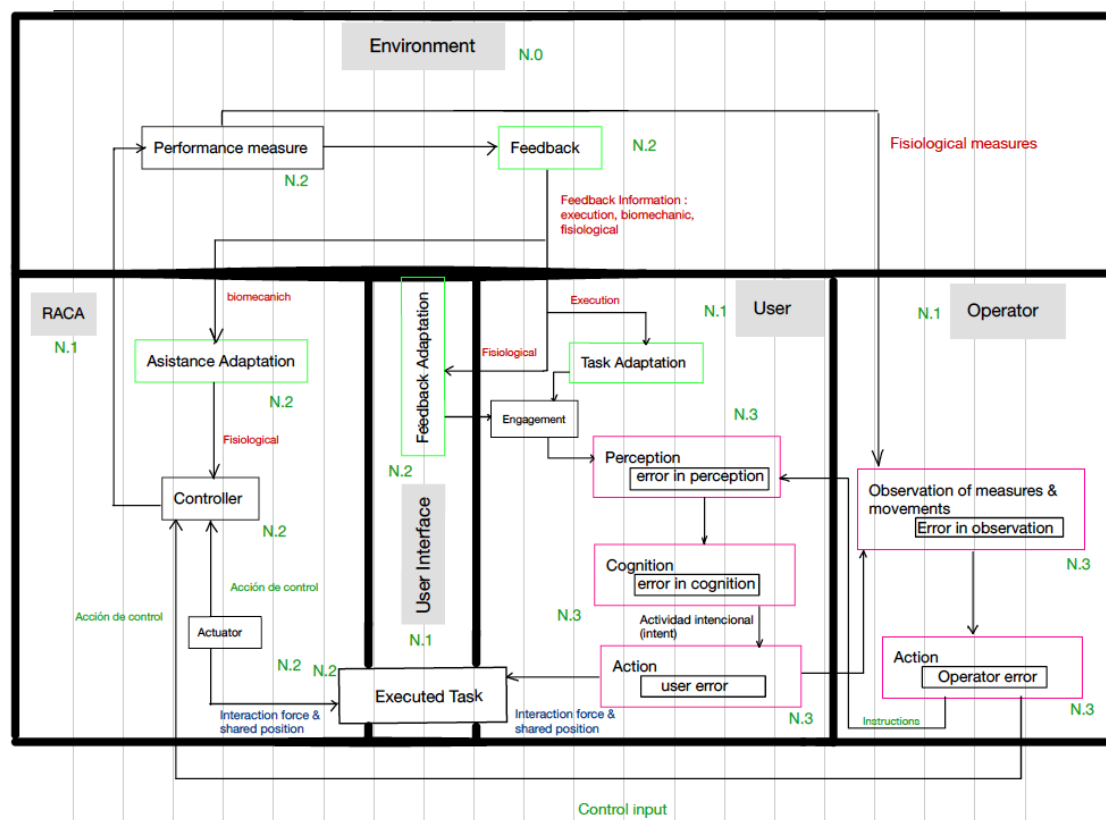


Figura 53 Redefinición del marco teórico

Componentes del Sistema

1. RACA (Robotic Assistance Control Architecture):

- Controlador: Central para el sistema, procesa información proveniente de diversas fuentes sensoriales y adapta la asistencia del robot en tiempo real.
- Actuador: Implementa las acciones determinadas por el controlador, afectando directamente la tarea ejecutada por el usuario.

- Adaptación de la Asistencia: Utiliza datos biomécanicos y fisiológicos para adaptar el nivel de asistencia robótica al usuario, garantizando una asistencia que sea tanto adecuada como propicia para la rehabilitación.
2. *Interfaz de Usuario:*
 - Facilita la interacción entre el sistema robótico y el usuario, presentando feedback y permitiendo adaptaciones en la tarea basadas en la ejecución, los datos biomécanicos y fisiológicos.
 - Adaptación de Tarea: Ajusta las tareas basándose en la respuesta del usuario para mantener el nivel de desafío apropiado, fomentando el engagement y la mejora continua.
 3. *Feedback:*
 - Proporciona al usuario información vital sobre su desempeño en tiempo real. El feedback puede ser sobre la ejecución de la tarea, datos biomécanicos como la postura o el movimiento, y datos fisiológicos que reflejan la respuesta corporal a la actividad, como el ritmo cardíaco o la tensión muscular.
 4. *Medidas de Desempeño:*
 - Se recogen durante la ejecución de la tarea y se utilizan para ajustar el sistema. Estas medidas incluyen tanto los resultados de la tarea como los parámetros fisiológicos y biomecánicos del usuario.

Dinámica de Interacción

- *Entre el Usuario y el Sistema:* El usuario interactúa con el sistema mediante la ejecución de tareas, donde la fuerza de interacción y la posición compartida se monitorizan continuamente para ajustar la asistencia.
- *Errores de Usuario:* Se refiere a discrepancias entre la acción ejecutada y la acción intencionada, lo que puede incluir errores en la percepción o en el procesamiento cognitivo del feedback y la instrucción.
- *Feedback Adaptativo:* El sistema responde a los errores del usuario adaptando la tarea y la asistencia, y ajustando el feedback proporcionado para corregir o compensar estos errores.

Rol del Operador

- *Supervisión y Ajustes:* El operador observa el desempeño del usuario y puede realizar ajustes en el sistema basándose en su observación de las medidas y movimientos.
- *Errores del Operador:* Incluyen posibles errores en la interpretación de los datos del usuario o en la implementación de ajustes en el sistema.

Entorno

- Engloba todos los elementos mencionados, influyendo en cómo se desempeñan las tareas y se realiza la interacción. El entorno puede variar desde un espacio controlado como un laboratorio hasta un entorno más abierto y dinámico como el hogar del usuario.

Llegado a este punto, hicimos una adaptación del esquema para reflejar una simplificación y una organización más clara de los componentes y flujos de interacción en el sistema de rehabilitación asistida por robots. Este cambio consiste en una integración más directa y estructurada entre los módulos que componen el sistema, lo cual facilita la comprensión de su funcionamiento y la interacción entre los diferentes elementos. A continuación, se destacan los aspectos clave de este cambio:

Componentes Clarificados

1. *RACA (Robotic Assistance Control Architecture):*

- Continúa siendo el núcleo del sistema, integrando tanto la asistencia como el control en una sola entidad.
- El Controlador y el Actuador están claramente definidos, con un flujo directo que muestra cómo el controlador dirige el actuador para ejecutar la asistencia adaptativa.

2. *Asistencia Adaptativa:*

- Directamente vinculada con el controlador, enfatizando cómo las decisiones de control adaptan la asistencia en tiempo real basada en la retroalimentación continua.

3. *Interfaz de Usuario:*

- La interfaz es un puente crítico entre el usuario y la máquina, facilitando la adaptación de la tarea y recibiendo inputs directos del usuario para ajustar la experiencia de rehabilitación.
- El diagrama enfoca en cómo el usuario interactúa directamente con la máquina a través de acciones y cómo estas influyen en la adaptación de las tareas.

Simplificación de la Retroalimentación y la Observación

1. *Feedback:*

- El feedback es simplificado y conectado directamente a la medida de desempeño, mostrando un ciclo cerrado donde la retroalimentación del rendimiento influye en la adaptación continua del sistema.
- Se destaca cómo el feedback influye directamente en la adaptación de la asistencia y las tareas, lo que puede aumentar el compromiso y la eficacia de las intervenciones.

2. *Interacción Operador-Sistema:*

- La observación del operador sobre las medidas y movimientos es una vía de entrada crítica al sistema, lo que permite ajustes manuales o supervisados basados en la interpretación de datos en tiempo real.

Enfoque en la Adaptación y el Engagement

El nuevo diseño pone un énfasis renovado en cómo la adaptación de la tarea y la asistencia se interrelacionan con el engagement del usuario, destacando la importancia de mantener al usuario activamente involucrado y comprometido con su proceso de rehabilitación.

Con esta adaptación queremos reflejar un enfoque más integrador y sistemático que busca optimizar la interacción humano-robot en la rehabilitación. A través de una presentación clara de cómo cada componente del sistema interactúa y contribuye al proceso de rehabilitación, este esquema sintetizado proporciona una plataforma más eficiente y comprensible para implementar tecnologías de asistencia robótica. Esto debería resultar en una experiencia más fluida y personalizada para el usuario, así como en una mayor facilidad de uso y supervisión para los operadores.

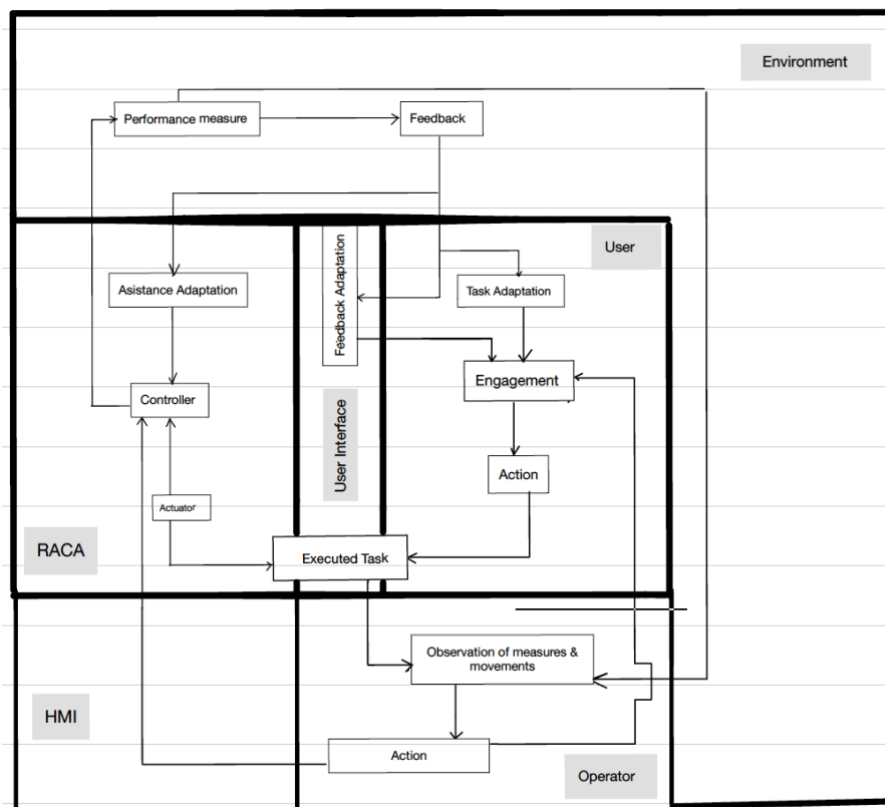


Figura 54 Redefinición del marco teórico teniendo en cuenta la adaptación y el engagement

Llegados a este punto, nos disponemos a debatir sobre el concepto de autonomía compartida y control compartido, dos elementos clave del marco teórico. La autonomía compartida integra la entrada del usuario con la autonomía del robot para controlar un robot y ayudar al usuario a completar una tarea (Stefanos N. et al, 2017). En la Autonomía Compartida interactuamos, cooperamos, comunicamos al menos, tenemos que encontrar acciones que no interfieran de manera no segura con el otro. Esto ha abierto

nuevas perspectivas de tareas y escenarios donde los robots ya no pueden actuar solitariamente, sino que deben compartir parte de su espacio de autonomía con otros.

Por otro lado, el control compartido es una estrategia de gestión de comportamiento que otorga a aquellos que normalmente no están en una posición de poder cierta cantidad de control sobre sus circunstancias y entorno. Con esta estrategia, la persona en posición de poder selecciona intencionalmente formas de transferir el control a otros de manera que funcione para todos.

Con estos dos conceptos clarificados, nosotros entendemos que autonomía compartida y control compartido están intrínsecamente conectados ya que ambos abordan cómo humanos y robots interactúan para alcanzar objetivos comunes. En sistemas donde ambos conceptos se aplican, se puede ver una fluida transición de control basada en la evaluación continua de quién (humano o robot) está mejor equipado para manejar una tarea en un momento dado. La autonomía compartida proporciona el marco en el que esta evaluación y transición pueden ocurrir de manera fluida y dinámica, mientras que el control compartido ofrece las herramientas y mecanismos para implementar estos cambios de manera efectiva.

Aunque los conceptos están conectados, también pueden existir situaciones de exclusión. Por ejemplo, en escenarios donde la seguridad es crítica y el error humano podría tener consecuencias graves, el control puede ser predominantemente automatizado, reduciendo la autonomía compartida a favor de un control robótico más dominante. Inversamente, en situaciones que requieren juicio humano y decisiones éticas, el control puede recaer más fuertemente en el humano, limitando la autonomía operativa del robot.

La conjugación de la autonomía compartida y el control compartido representa un balance entre independencia y cooperación, entre la capacidad de actuar y la necesidad de intervenir. La clave para su integración exitosa radica en sistemas que puedan adaptarse y responder a cambios contextuales, y que estén diseñados con interfaces intuitivas que permitan una colaboración efectiva. Cada concepto puede amplificar al otro, creando sistemas que no solo son más eficientes, sino también más adaptativos y receptivos a las necesidades humanas y situacionales. La integración efectiva de estos conceptos permite que tanto humanos como robots exploten sus fortalezas respectivas, mientras compensan las debilidades del otro, lo que resulta en una mayor eficacia y armonía en tareas colaborativas.

A continuación, pasamos a definir el feedback extrínseco y a evaluar una serie de consecuencias a tener en cuenta en nuestro marco teórico. El feedback extrínseco, también conocido como feedback aumentado, es crucial en la rehabilitación asistida por robots, especialmente en contextos donde se busca mejorar el aprendizaje motor y la ejecución de tareas específicas. Este tipo de feedback se refiere a la información proporcionada al usuario sobre su desempeño, que no se percibe de manera natural durante la ejecución de la tarea.

El feedback extrínseco puede acelerar el proceso de aprendizaje motor proporcionando información específica que el usuario necesita para ajustar y mejorar sus movimientos. Por ejemplo, en la rehabilitación de una extremidad después de un accidente cerebrovascular, un robot puede proporcionar retroalimentación visual o auditiva sobre la precisión de los movimientos del paciente, ayudándole a alcanzar los objetivos de la terapia más eficientemente.

En pacientes con limitaciones neurológicas, la capacidad para percibir la posición y el movimiento del propio cuerpo (propiocepción) puede estar disminuida. El feedback extrínseco compensa esta deficiencia al proporcionar información externa que ayuda al paciente a entender cómo está moviendo su cuerpo. Esto es esencial para realizar ajustes correctivos en tiempo real y para mejorar la coordinación y el equilibrio.

El feedback extrínseco también juega un papel vital en mantener la motivación y el compromiso del paciente. Al recibir una respuesta inmediata sobre su desempeño, los pacientes pueden ver el progreso tangible de su esfuerzo, lo cual es fundamental para su motivación continua. Además, este tipo de feedback puede hacer que la rehabilitación sea más interesante y atractiva, especialmente cuando se implementa a través de juegos o desafíos.

Proporcionar feedback sobre errores específicos en la ejecución de una tarea permite a los pacientes y terapeutas identificar y corregir esos errores de manera más eficaz. Esto es particularmente importante en la rehabilitación, donde repetir movimientos incorrectos puede reforzar malos hábitos o incluso provocar lesiones. El feedback extrínseco ayuda a asegurar que los movimientos se realicen correctamente, lo que facilita una recuperación más rápida y efectiva.

El uso estratégico del feedback extrínseco permite la configuración de metas incrementales, adecuadas al nivel actual de habilidad del paciente. Al ajustar la dificultad de las tareas y la cantidad de feedback proporcionado, los terapeutas pueden ayudar a los pacientes a avanzar a través de etapas de rehabilitación más desafiantes de manera controlada y efectiva.

Con todo ello, definimos lo que será nuestro marco teórico definitivo. Este marco teórico representa una evolución de los enfoques anteriores sobre la interacción humano-robot en el ámbito de la rehabilitación, incorporando una integración sofisticada de feedback extrínseco y adaptaciones dinámicas en un sistema estructurado de manera coherente y efectiva. Este modelo amplía el concepto de autonomía compartida y control compartido mediante la incorporación explícita de elementos de interacción y retroalimentación que facilitan una cooperación más efectiva entre el paciente, el operador y la tecnología robótica.

Componentes del Sistema

1. RACA (*Robotic Assistance Control Architecture*):

- *Controlador*: Es el núcleo de procesamiento que recibe y analiza datos de varios sensores para adaptar la asistencia y las tareas en tiempo real, en función de los parámetros establecidos y el feedback recibido.
- *Interfaz Tecnológica*: Facilita la conexión entre el hardware del robot y los sistemas de sensores que recogen feedback sensorial y biomecánico del paciente.
- *Actuadores*: Ejecutan las acciones determinadas por el controlador, permitiendo al robot interactuar físicamente con el paciente según las necesidades de la terapia.

2. *Interfaz de Usuario (UI)*:

- Permite una comunicación fluida entre el paciente y el sistema, facilitando la adaptación de las tareas y la asistencia según la entrada del usuario y el feedback extrínseco proporcionado.

3. *Feedback Extrínseco*:

- Central en este modelo, el feedback extrínseco se proporciona al usuario para mejorar su percepción y ejecución de las tareas, incluyendo información sobre la ejecución, biomecánica y fisiología.

Dinámica del Sistema

- *Feedback Sensorial y Biomecánico*: Proporcionado por sensores que miden la fuerza de interacción y la posición compartida, vital para adaptar la asistencia de manera precisa.
- *Adaptación de Tareas y Asistencia*: Ajustes realizados en tiempo real por el controlador, basados en la evaluación continua de la ejecución de la tarea y el estado físico del paciente.
- *Engagement del Usuario*: Un aspecto crucial que este modelo busca optimizar, asegurando que el paciente esté activamente involucrado y comprometido con el proceso de rehabilitación, lo que mejora los resultados del tratamiento.

Rol del Operador

- *Observación y Ajuste*: El operador supervisa el desempeño del sistema y del paciente, interviniendo cuando es necesario para hacer ajustes manuales o para reconfigurar los parámetros de operación del robot.
- *Toma de Decisiones*: El operador utiliza los datos observados para realizar ajustes informados que pueden mejorar la eficacia del tratamiento.

Impacto Ambiental y Contextual

- *Entorno*: Todo el sistema opera dentro de un entorno que puede influir en su funcionamiento. Este modelo reconoce la importancia de adaptar el sistema a las condiciones ambientales para maximizar la efectividad del tratamiento.

Este marco teórico ilustra un enfoque integrado y holístico hacia la rehabilitación asistida por robots, destacando la importancia de la autonomía compartida y el control adaptativo. A través de un feedback detallado y adaptaciones dinámicas, el sistema no solo mejora la interacción física entre el humano y el robot, sino que también fortalece el proceso cognitivo y emocional del paciente, haciendo la rehabilitación más efectiva y satisfactoria. Al centralizar la importancia del engagement y la adaptación continua, este modelo establece un nuevo estándar en el diseño de sistemas robóticos para rehabilitación, orientado hacia una colaboración sinérgica y eficiente.

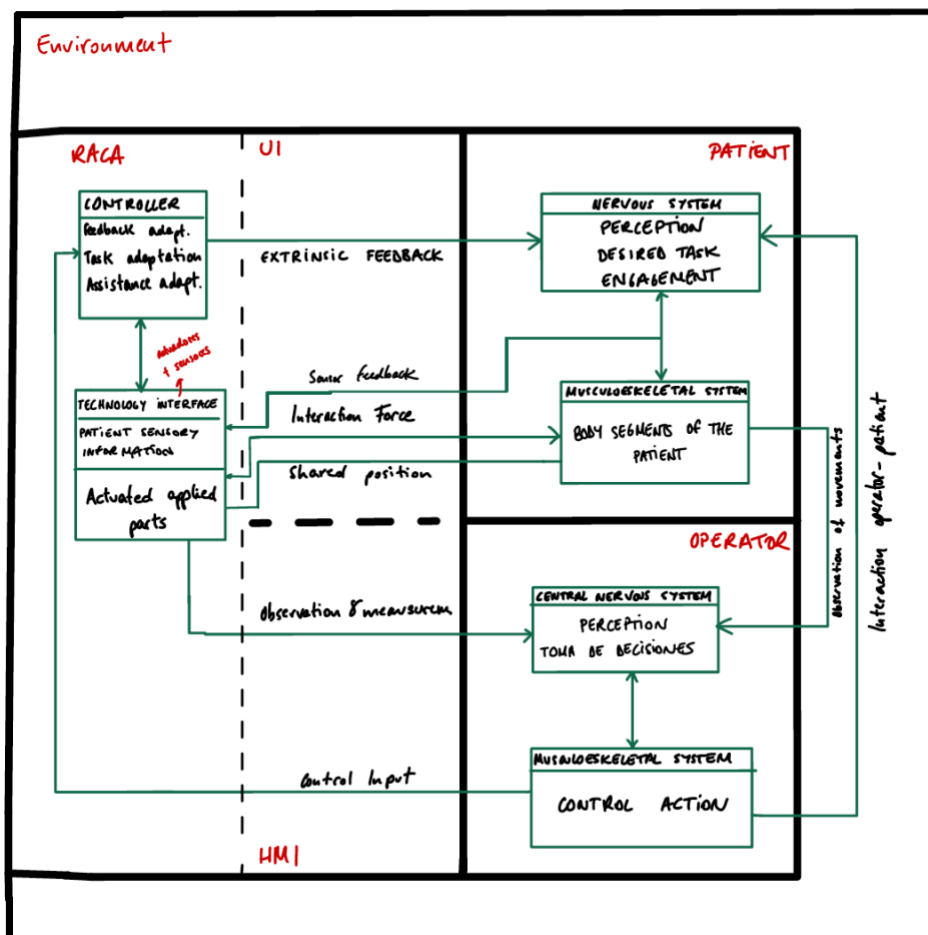


Figura 55 Redefinición del marco teórico teniendo en cuenta el feedback

5.3.4 Experimentación y desempeño del marco teórico

Este estudio experimental se lleva a cabo en las instalaciones del Centro Tecnológico Fundación CARTIF y tiene como objetivo evaluar la efectividad de un nuevo algoritmo de biofeedback diseñado para mejorar la coordinación y eficiencia motora en individuos sanos. El biofeedback es una técnica que permite a los individuos mejorar su rendimiento y habilidades a través de información en tiempo real sobre sus propias funciones fisiológicas. Este enfoque es ampliamente utilizado en rehabilitación y entrenamiento deportivo, pero su aplicación puede ser también muy beneficiosa para mejorar la funcionalidad general en individuos sanos.

El algoritmo de biofeedback desarrollado para este estudio está diseñado para ajustar y personalizar la retroalimentación basada en las respuestas biomecánicas y fisiológicas específicas de cada usuario, maximizando así el potencial de aprendizaje y adaptación motora. La experimentación con sujetos sanos permite evaluar la eficacia del algoritmo en un entorno controlado antes de aplicarlo en contextos clínicos o de rehabilitación.

Para este estudio, se seleccionarán 20 sujetos sanos a través de un proceso de muestreo aleatorio para asegurar la representatividad y eliminar cualquier sesgo de selección. Los participantes serán hombres y mujeres con edades comprendidas entre los 30 y 50 años. Esta distribución de edad proporciona una oportunidad para evaluar el algoritmo en adultos en la plenitud de su vida laboral, lo que es relevante para aplicaciones futuras en entornos de trabajo y otros contextos diarios donde la mejora del rendimiento físico puede ser beneficiosa.

Criterios de Inclusión:

- Edad entre 30 y 50 años.
- Certificado de salud física y mental proporcionado por un médico.
- Capacidad para realizar actividades físicas sin restricciones.

Criterios de Exclusión:

- Historial de trastornos neuromusculares o ortopédicos.
- Uso de medicamentos que afecten la función neuromuscular.
- Condiciones médicas que impidan la participación en ejercicios físicos.

Tabla de Descripción de los Sujetos

ID	Edad	Género	Estado de Salud	Consentimiento Informado
01	34	Femenino	Excelente	Firmado
02	39	Masculino	Excelente	Firmado

ID	Edad	Género	Estado de Salud	Consentimiento Informado
03	42	Femenino	Excelente	Firmado
04	30	Masculino	Excelente	Firmado
05	47	Femenino	Excelente	Firmado
06	36	Masculino	Excelente	Firmado
07	50	Femenino	Excelente	Firmado
08	45	Masculino	Excelente	Firmado
09	38	Femenino	Excelente	Firmado
10	32	Masculino	Excelente	Firmado
11	48	Femenino	Excelente	Firmado
12	33	Masculino	Excelente	Firmado
13	44	Femenino	Excelente	Firmado
14	37	Masculino	Excelente	Firmado
15	31	Femenino	Excelente	Firmado
16	49	Masculino	Excelente	Firmado
17	35	Femenino	Excelente	Firmado
18	46	Masculino	Excelente	Firmado
19	43	Femenino	Excelente	Firmado
20	41	Masculino	Excelente	Firmado

Tabla 13 Listado de sujetos para la experimentación con el nuevo marco teórico

La siguiente sección del estudio describirá en detalle el algoritmo de biofeedback utilizado, incluyendo cómo se procesan los datos fisiológicos y biomecánicos, la metodología para ajustar la retroalimentación en tiempo real, y los protocolos específicos para evaluar la mejora en la coordinación y el rendimiento motor de los participantes durante la intervención. Esta fase del estudio es crucial para entender la aplicabilidad y efectividad del algoritmo en mejorar las capacidades motrices a través del biofeedback optimizado. La implementación del algoritmo de biofeedback en nuestro estudio incorporará una técnica estadística avanzada conocida como media móvil discreta. Esta

técnica es especialmente valiosa en el contexto del biofeedback porque permite detectar tendencias y cambios en los datos a lo largo del tiempo, facilitando la creación de series de promedios que reflejan de manera más precisa la dinámica fisiológica y biomecánica del usuario durante las sesiones de rehabilitación.

$$SMA_k = \frac{p_{n-k+1} + p_{n-k+2} \cdots + p_n}{k}$$

$$= \frac{1}{k} \sum_{i=n-k+1}^n p_i$$

La media móvil discreta es un método estadístico utilizado para analizar series de datos temporales al suavizar las fluctuaciones a corto plazo y resaltar tendencias a largo plazo. Esta técnica funciona calculando el promedio de un número específico de puntos de datos consecutivos a lo largo de la serie temporal. Al desplazarse a través de los datos, el promedio móvil "se mueve" ya que se recalcula continuamente basándose en los nuevos puntos de datos a medida que se disponen de ellos.

En el contexto del biofeedback, la media móvil discreta ofrece varias ventajas significativas:

1. Suavización de la Señal: Reduce el ruido aleatorio en los datos de retroalimentación, lo que permite a los usuarios y terapeutas obtener una imagen más clara de las tendencias verdaderas en la respuesta fisiológica y biomecánica.
2. Detección de Tendencias: Facilita la identificación de patrones o tendencias consistentes en la respuesta del usuario, lo que es esencial para ajustar el tratamiento o la intervención en tiempo real.
3. Feedback Accionable: Al generar promedios que reflejan de manera más precisa el desempeño y progreso del usuario, los terapeutas pueden proporcionar feedback más específico y basado en evidencia para guiar al usuario hacia la mejora.

$$SMA_{k,next} = \frac{1}{k} \sum_{i=n-k+2}^{n+1} p_i$$

$$= \frac{1}{k} \left(\underbrace{p_{n-k+2} + p_{n-k+3} + \cdots + p_n + p_{n+1}}_{\sum_{i=n-k+2}^{n+1} p_i} + \underbrace{p_{n-k+1} - p_{n-k+1}}_{=0} \right)$$

$$= \frac{1}{k} \left(\underbrace{p_{n-k+1} + p_{n-k+2} + \cdots + p_n}_{=SMA_{k,prev}} \right) - \frac{p_{n-k+1}}{k} + \frac{p_{n+1}}{k}$$

$$= SMA_{k,prev} + \frac{1}{k} (p_{n+1} - p_{n-k+1})$$

El algoritmo de media móvil discreta en nuestro sistema de biofeedback se implementará de la siguiente manera:

- Selección del Tamaño de la Ventana: Determinaremos el tamaño óptimo de la ventana (es decir, el número de puntos de datos a promediar) basándonos en la frecuencia de muestreo de los datos y la naturaleza de las tareas de rehabilitación. Esto es crucial para equilibrar la sensibilidad y la precisión del feedback.
- Actualización en Tiempo Real: El algoritmo se diseñará para actualizar los promedios móviles en tiempo real, proporcionando feedback continuo y relevante al usuario durante las sesiones de rehabilitación.
- Integración con la Plataforma de Rehabilitación: Este método se integrará plenamente en la interfaz del sistema de rehabilitación robótica, asegurando que los datos procesados sean accesibles y comprensibles tanto para el usuario como para el operador.

La incorporación de la media móvil discreta en nuestro sistema no solo mejora la calidad del feedback proporcionado, sino que también empodera a los usuarios a entender mejor y responder a su propio progreso. La elección del tipo de media móvil en el análisis de señales, como la electromiografía (EMG), es crucial debido a la naturaleza de los datos y los objetivos específicos del análisis. Comparando la media móvil simple (MMS) y la media móvil exponencial (MME), se puede determinar cuál método es más adecuado para reaccionar a cambios rápidos y significativos en la señal EMG. A continuación, se presenta una comparación de ambos métodos y se justifica la elección de la media móvil exponencial para su uso en el contexto de biofeedback en rehabilitación.

Media Móvil Simple (MMS)

La media móvil simple calcula el promedio de un conjunto específico de valores en un período determinado. La fórmula para una MMS es la suma de los valores medidos dividida por el número de valores. Este método tiene varias características:

- Suavización Efectiva: La MMS es efectiva para suavizar la variabilidad a corto plazo, lo que reduce el ruido aleatorio en la señal.
- Retardo Temporal: Debido a que cada punto en la MMS tiene el mismo peso, hay un retardo inherente en la respuesta de la media a los cambios en los datos. Esto puede ser problemático en aplicaciones donde la detección rápida de cambios es crucial.

Para un conjunto de puntos de datos $x_1, x_2, \dots, x_n$ y un tamaño de ventana n , la MMS se calcula como sigue:

$$MMS = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Donde:

- x_i son los valores de la señal EMG.
- n es el número de puntos en la ventana de promedio.

Media Móvil Exponencial (MME)

La media móvil exponencial, por otro lado, da más peso a los datos más recientes, lo que la hace más sensible a los cambios a corto plazo. La fórmula para la MME implica un factor de suavizado que decide cuánto peso se da a los valores más recientes en comparación con los anteriores. Las características de la MME incluyen:

- **Reactividad a Cambios Recientes:** La MME responde más rápidamente a los cambios recientes en la señal que la MMS, lo que es especialmente útil en el análisis de EMG donde las respuestas rápidas a la contracción muscular son críticas.
- **Reducción de Retardo:** Al dar mayor peso a las observaciones más recientes, la MME minimiza el retardo temporal presente en la MMS, permitiendo una detección y reacción más rápidas a eventos significativos en la señal EMG.

Se define de la siguiente manera:

$$MME_t = \alpha \cdot x_t + (1 - \alpha) \cdot MME_{t-1}$$

Donde:

- MME_t es el valor de la media móvil exponencial en el tiempo t .
- x_t es el valor actual de la señal EMG en el tiempo t .
- MME_{t-1} es el valor previo de la media móvil exponencial.
- α es el factor de suavizado, $0 < \alpha \leq 1$, que determina la rapidez con la que la MME responde a los cambios en los datos.

La elección de la MME para el análisis de señales EMG en un entorno de rehabilitación se justifica por varias razones:

1. **Sensibilidad a Cambios Rápidos:** En rehabilitación, es vital detectar cambios inmediatos en la señal EMG para evaluar correctamente la actividad muscular y ajustar el feedback de biofeedback en consecuencia. La MME proporciona esta

- capacidad reaccionando rápidamente a las fluctuaciones significativas que son comunes en las señales EMG durante ejercicios físicos.
2. Mejor Adaptación a la Naturaleza de la Señal EMG: La señal EMG puede mostrar cambios abruptos debido a contracciones musculares rápidas y esporádicas. La MME es más adecuada para seguir estos cambios sin el retardo que caracteriza a la MMS.
 3. Optimización del Feedback para el Usuario: En un sistema de biofeedback, proporcionar información precisa y oportuna es fundamental. La MME asegura que el feedback que recibe el usuario refleje su actividad más reciente, lo que puede mejorar significativamente la eficacia del entrenamiento o de la terapia.

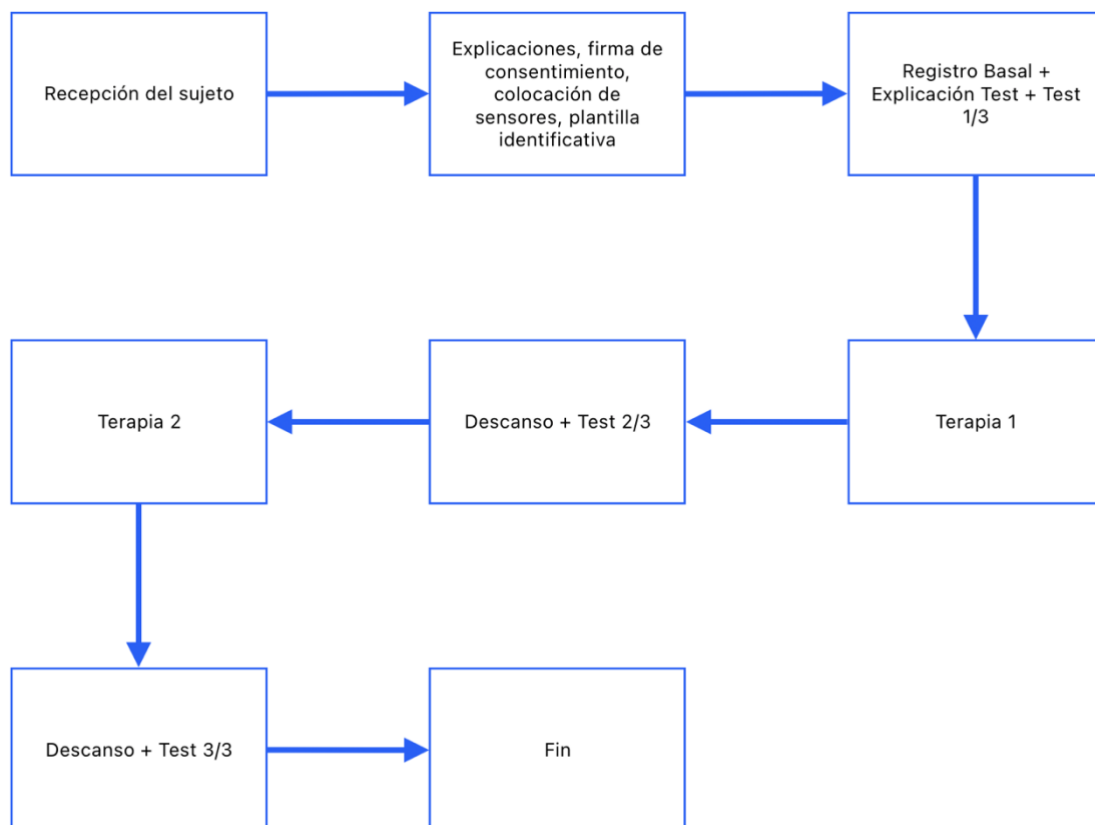


Figura 56 Diagrama de flujo del protocolo de experimentación del nuevo marco teórico

Por tanto, en nuestro caso de estudio implementaremos la media móvil exponencial para el algoritmo del biofeedback. Como en la experimentación realizada en la primera parte de la tesis, vamos a proceder con la definición de un protocolo que permita obtener resultados que nos permitan validar científicamente el marco teórico. En este caso, cada una de las etapas se corresponde con lo siguiente:

Etapas 1: Recepción del sujeto. El técnico encargado de realizar la experimentación recibe al sujeto sano y le acomoda en las instalaciones.

Etapas 2: Una vez acomodado, se le explica en qué va a consistir la experimentación, se le explica el hardware y el software que se van a utilizar, se procede a la firma del

consentimiento y posteriormente a la colocación de los sensores para poder registrar la actividad fisiológica del sujeto. Se le identifica de manera anónima para proteger la privacidad de sus datos y se da comienzo a la siguiente etapa.

Etapas 3: Se comienza la monitorización de la actividad del sujeto. Este registro durará 5 minutos para poder tener una cantidad de datos suficiente que permita luego diferenciar la señal de actividad durante la ejecución de la tarea, determinar los picos que se produzcan y las zonas de menor actividad. El registro basal se hará sin tener contacto con el sujeto, para no contaminar la actividad con elementos externos. Una vez finalizado el registro basal, se le explicará el test SAM para la recogida de su estado emocional respecto a la tarea y se procederá con el primer test para evaluar su estado actual.

Etapas 4: Se procede con la primera de las terapias. Esta terapia consiste en la realización de un determinado movimiento físico para rehabilitación de miembro superior como si se tratara de una sesión con un terapeuta. El movimiento es siempre el mismo e idéntico al realizado en la primera experimentación de la tesis. Es una terapia con poca carga gráfica, de la misma manera que se planteó en la primera experimentación. Esto es así para restringir el feedback de la tarea y contrastar posteriormente con la Etapa 6, donde sí existirá este feedback. Así, podremos comparar el engagement del usuario en función de este feedback. Por otro lado, se le mostrará al sujeto por pantalla feedback fisiológico y biomecánico. Este feedback será dinámico, es decir, se mostrará por pantalla en ventanas temporales durante la ejecución de la tarea para determinar si es un factor clave en el desempeño de la ejecución de la tarea. Las ventanas temporales serán de 20 segundos, con lo que habrá dos ventanas donde se mostrará la información y otra ventana intermedia en la que no.

Etapas 5: Se lleva a cabo un descanso de tres minutos en el que el sujeto aprovechará para realizar el test SAM mientras se monitoriza su actividad fisiológica en reposo. Este test servirá para contrastar su estado emocional durante la primera de las terapias frente a la actividad fisiológica registrada.

Etapas 6: Se procede con la segunda de las terapias. Esta terapia consiste es idéntica en ejecución física a la de la Etapa 4. Es una terapia con mucha carga gráfica, a diferencia de la anterior, en la que el sujeto recibe una gran cantidad de información visual por pantalla. Mediremos su actividad fisiológica para comparar el engagement frente a la Etapa 4 y así determinar la necesidad o no de este feedback como una medida de desempeño en tareas de rehabilitación. Además, se mostrará por pantalla al sujeto feedback fisiológico y biomecánico de la misma manera que la Etapa 4, en las mismas condiciones y de la misma forma.

Etapas 7: Se lleva a cabo el último descanso, de tres minutos, donde el sujeto realizará nuevamente el test SAM mientras se monitoriza su actividad fisiológica en reposo. Este test servirá para contrastar su estado emocional durante la segunda de las terapias frente a la actividad fisiológica registrada.

El resto de la experimentación, que incluye tanto las terapias virtuales, como el tipo de plataforma robótica con el que se interacciona, etc. son exactamente iguales a como se hizo en la primera parte de esta tesis doctoral.

5.3.5 Resultados obtenidos

Aplicando todo lo anterior, los resultados medidos con el dispositivo Trazein durante el ensayo fueron los siguientes:

a. Señal GSR

De la señal GSR se extraían cuatro índices, en la Tabla 5 se puede consultar sus valores. En primer lugar, se ha presentado el número de eventos SCR en cada etapa. Se halló el índice de frecuencia de las respuestas SCR (frec_SCR), el cual indica el número de eventos a lo largo de un minuto de la etapa.

		RESULTADOS						
		E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
SCR (events)	desv_ST	7,409	7,820	5,828	3,378	4,498	3,189	3,843
	media	11,125	18,250	7,333	5,250	6,167	5,083	5,625
	MAX	26,000	33,000	25,000	12,000	20,000	11,000	15,000
	MIN	1,000	4,000	1,000	1,000	0,000	1,000	0,000
frec_SCR(event/min)	desv_ST	1,284	1,312	1,317	1,613	1,235	1,852	1,599
	media	2,170	2,291	2,184	2,603	2,147	3,071	2,264
	MAX	4,596	5,440	4,592	5,950	4,615	5,870	5,581
	MIN	0,313	0,665	0,339	0,451	0,000	0,513	0,000
SCL (uS)	desv_ST	5,416	6,270	4,769	5,236	4,742	3,643	5,323
	media	5,60	6,12	6,30	6,70	6,62	7,11	6,82
	MAX	9,808	10,334	10,511	10,910	10,837	11,327	11,034
	MIN	4,198	4,724	4,901	5,300	5,227	5,717	5,424
SKT (°C)	desv_ST	5,332	6,205	5,778	5,551	5,284	5,169	4,918
	media	30,079	31,311	32,081	32,145	32,655	32,803	33,459
	MAX	36,472	37,891	37,662	37,975	37,714	38,195	38,852
	MIN	20,203	19,559	19,767	19,545	19,387	19,289	19,234
AMP_SCR (uS)	desv_ST	0,346	0,599	0,594	1,674	1,054	1,058	0,963
	media	0,248	0,499	0,594	1,027	0,697	1,507	0,620
	MAX	1,510	2,200	2,040	7,180	5,060	3,640	4,470
	MIN	0,007	0,080	0,071	0,030	0,000	0,030	0,000

Tabla 14 Resultados obtenidos de las mediciones fisiológicas con el nuevo marco teórico

Teniendo en cuenta el número de eventos por minuto, se observa que en las primeras etapas hay un mayor de eventos y a medida que avanzan las terapias estos eventos disminuyen de manera gradual. Estos resultados se observan con más claridad en la gráfica presentada en la Figura 45. Este aumento está relacionado con el estrés que desarrollaba el voluntario en las terapias. Los estudios señalan que entre 1 y 3 eventos por minuto se considera que la persona está relajada. Se observa que en las etapas pares, es decir, mientras se están desarrollando las terapias de rehabilitación, efectivamente existe un aumento del número de eventos, lo que se asocia a un ligero nivel de estrés. Durante los descansos el nivel de estrés disminuye, lo que equivale a un menor número de eventos como puede verse en las etapas impares de la tabla.



Figura 57 Resultados obtenidos de los eventos del SCR por terapia

En cuanto a la amplitud promedio de las respuestas SCR (amp_SCR), se ha obtenido una variabilidad más acusada. Podemos observar que la amplitud del SCR es mucho menor en la etapas que se corresponden con la realización de las terapias virtuales, esto es así porque las respuestas frente a los estímulos exteriores son más rápidas. Con lo cual los resultados tienen sentido, sobre todo cuando los comparamos con la frec_SCR. Además, podemos ver un hecho. Los sujetos se habían enfrentado con anterioridad a la primera terapia virtual, no les era desconocida. Sin embargo el resto sí, y por eso la amplitud es mucho menor. Las terapias 4 y 6 eran nuevas para los sujetos, e iguales entre ellas, solo que con diferentes elementos gráficos. De esta manera podemos ver que el impacto en la segunda de ellas es mucho menor, consistía en unos gráficos mucho más sencillos que la 4. Por último, la 8 era nueva también, pero con una dinámica muy sencilla y unos gráficos muy simples. Este fenómeno queda reflejado en la Figura 57.

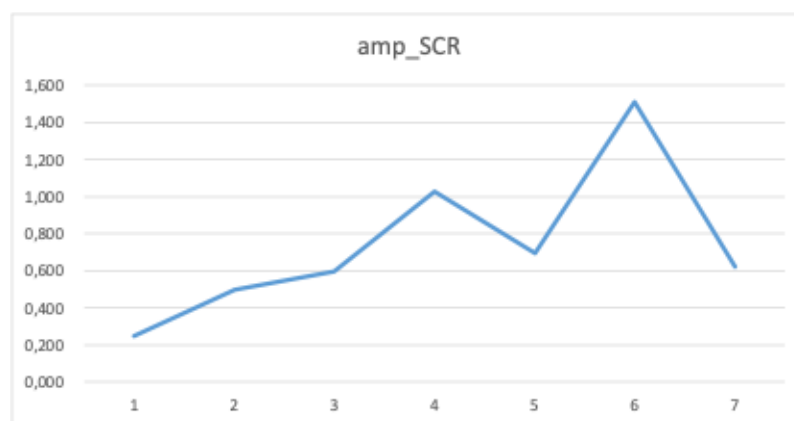


Figura 58 Resultados de las amplitudes de los eventos del SCR

Finalmente, se presentó el índice correspondiente al nivel tónico de la piel (SCL). Este valor, como se explica en la primera experimentación, puede ser confuso. El índice de nivel tónico se ha calculado promediando la señal fisiológica de conductividad cutánea, sin embargo, se debe tener en cuenta que los eventos SCR interfieren en su cálculo.

Se observa que el nivel tónico de la piel aumenta continuamente durante el experimento, siendo más pronunciado el aumento en la etapa 2 y en la etapa 4 (Figura 58). Es una respuesta lenta que no disminuye, solo ralentiza su crecimiento. Además, el nivel tónico varía de manera similar independientemente de la amplitud del estímulo, ya que no fue más pronunciada en la etapa 4 que en la etapa 2. Como ya hemos observado en el caso de La amplitud SCR, y como se muestra en la Figura 59, el valor del paso 5 con respecto a 4 no imita la relación entre los pasos 3 y 2, de hecho, no tiene relación. Es posible que el tiempo haya estado involucrado en el estudio al disminuir el valor del índice durante la última etapa debido a la relajación del sujeto durante una duración excesivamente larga. Por otro lado, si se tienen en cuenta los eventos SCR que ocurren durante los pasos y su amplitud promedio, en las dos últimas etapas el nivel SCL se incrementaría artificialmente debido a un mayor número de eventos y / o de mayor amplitud. Por lo tanto, y para este estudio, el nivel de SCL es un mejor indicador del estrés instantáneo si se incluyen eventos SCR en su cálculo, porque si se eliminaran, el aumento que ocurriría en el paso 4 no sería acusado.

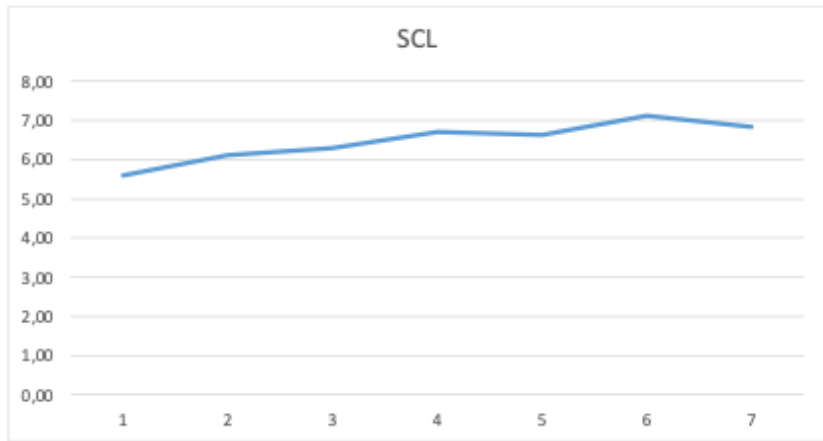


Figura 59 Resultados del SCL

En conclusión, se puede argumentar que los índices de frecuencia de los eventos y su magnitud fueron los factores estresantes más claros y sensibles, creando patrones claros de respuesta al estímulo provocado por las terapias, y con una clara diferenciación entre ellos. Sin embargo, el índice de SCL no fue del todo concluyente. Aunque ha aumentado con las terapias, no es proporcional al estímulo generado, es un índice con menos sensibilidad que las anteriores.

b. Señal SKT

Solo se extrajo un índice de la señal de temperatura de la piel que almacenó la temperatura final de cada paso. En la Tabla 6 se visualizan los valores promedio y las desviaciones estándar de este índice en todas las etapas.

SKT (°C)	desv. ST	5,332	6,205	5,778	5,551	5,284	5,169	4,918
	media	30,079	31,311	32,081	32,145	32,655	32,803	33,459
	MAX	36,472	37,891	37,662	37,975	37,714	38,195	38,852
	MIN	20,203	19,559	19,767	19,545	19,387	19,289	19,234

Tabla 15 Resultados de las mediciones del SKT

La única conclusión clara de este análisis, es que en las etapas siguientes a las cargas cognitivas la temperatura aumentó. Es decir, se produjo un aumento de temperatura constante a medida que se iban realizando terapias y rellenando los test SAM (Figura 48). Tal vez no se trate de una disminución clara en las etapas en las que se desarrollaron terapias, sino en un aumento de la temperatura proporcional al estrés generado durante el tiempo posterior a su desarrollo.

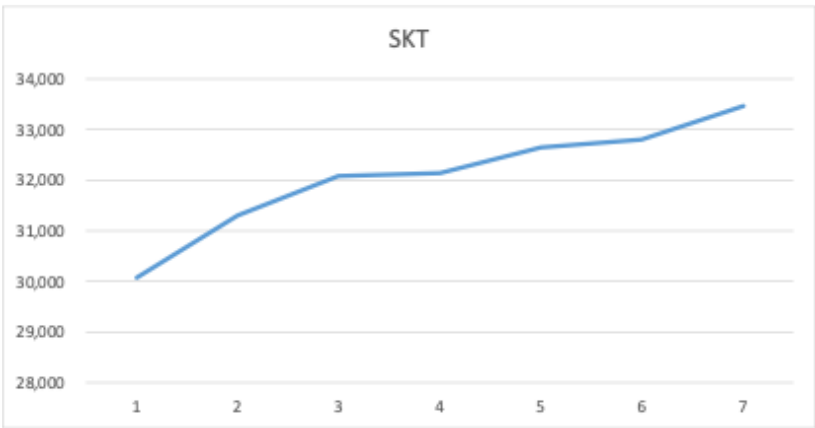


Figura 60 Resultados de las mediciones del SKT

Es importante recalcar que las señales representadas arriba en las figuras 46 a 49 no son representativas de la media de la población, sino de unas mediciones concretas sobre un paciente que presenta las mediciones ideales.

Esto es así porque dentro de la población existen sujetos con unas medidas anormales que falsean el resultado final, obteniendo una gráfica irreal y que puede llevar a confusión. Si bien el número de sujetos que presenta algún tipo de medida anormal es bastante bajo, los datos leídos por los sensores se alejan demasiado de la media como no tener que obviarlos. En cualquiera de los casos, las conclusiones que se han presentado a partir de lo que se observa en las señales se aplica a toda la población que no ha presentado algún error en la medición, coincidiendo en todos ellos.

A continuación, se evaluaron los datos psicológicos facilitados por los voluntarios a través de los test SAM. En la Tabla 4 se han recogido las tres características que lo componen en cinco etapas distintas, correspondientes a cada una de las terapias de rehabilitación ejercitadas del protocolo.

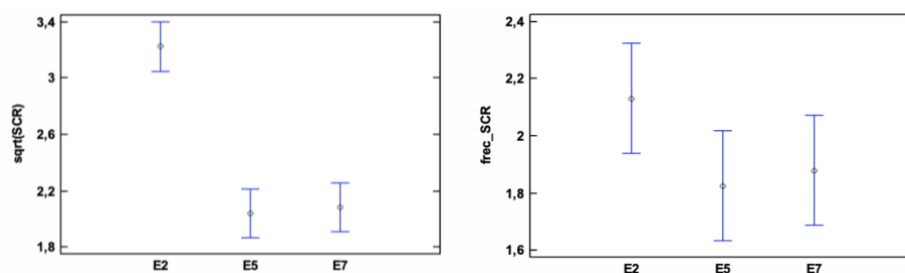
	SAM 1	SAM 2	SAM 3
Valencia	6,51±1,04	7,01±1,245	7,68±1,10
Umbral	2,51±1,619	2,20±1,334	2,77±1,922
Dominio	6,57 ±1,138	7,31±1,333	7,537±0,994

Tabla 16 Valores medidos en el test SAM

Se puede observar que durante la Etapa 1, la sensación de valencia y dominio es alta, y el grado de activación o umbral es bajo, por lo que se puede considerar que los voluntarios han dominado la situación y estaban tranquilos. Durante el desarrollo de la primera terapia, la seguridad de los voluntarios ha aumentado. El sujeto sintió que él controlaba la situación. Finalmente, en la terapia "difícil", el grado de activación mental aumentó y el campo disminuyó, lo que varió la comodidad de los sujetos. Estos datos corresponden a la situación de estrés creada para el estudio. La valencia, o lo que es lo mismo, el estado de ánimo de las personas durante el estudio, no ha cambiado significativamente, aunque aumenta con la interacción con el robot, lo que podría provocar una reacción a la actividad de las terapias frente a la inactividad de la primera etapa.

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el paquete STATGRAPHICS 18 Centurión, con licencia de la Universidad de Valladolid, estableciendo el nivel alfa en 0.05 para la significancia estadística. Los datos disponibles se analizaron a través de la técnica ANOVA multifactorial (específicamente ANOVA de dos vías sin término de interacción). Más precisamente, las diferentes variables de respuesta medidas (las extraídas del ECG, los parámetros fisiológicos y las puntuaciones obtenidas del test SAM) se ajustaron mediante un Diseño de Bloques Completos al Azar, utilizando la etapa como factor explicativo y los diferentes participantes como factor de bloque. Para un análisis adecuado, hemos transformado algunas de las variables de respuesta a unidades logarítmicas o raíz cuadrada con el fin de alcanzar los supuestos requeridos de normalidad y homocedasticidad.

En cuanto al análisis estadístico de los parámetros fisiológicos del SNA (GSR y SKT), los valores p de las pruebas F provenientes del ANOVA están por debajo de 0.05 en el caso de SCR (0.0000), ampl_SCR y parámetros SKT, y por encima de 0.05 en el caso de frec_SCR (0.2477) y SCL (0.5240). La Tabla 16 y la Figura 61 contienen algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis, mostrando las pruebas de comparación simultánea de Diferencia Mínima Significativa (LSD) y los intervalos de confianza para las medias de las diferentes variables de respuesta estudiadas. Muestran la significancia estadística de las diferencias entre las medias de la etapa basal E2 y las etapas E5 y E7 en el caso de los parámetros SCR, amp_SCR y SKT, y la no significancia estadística entre E5 y E7. En el caso de frec_SCR y SCL no se observa significancia estadística entre las tres etapas.



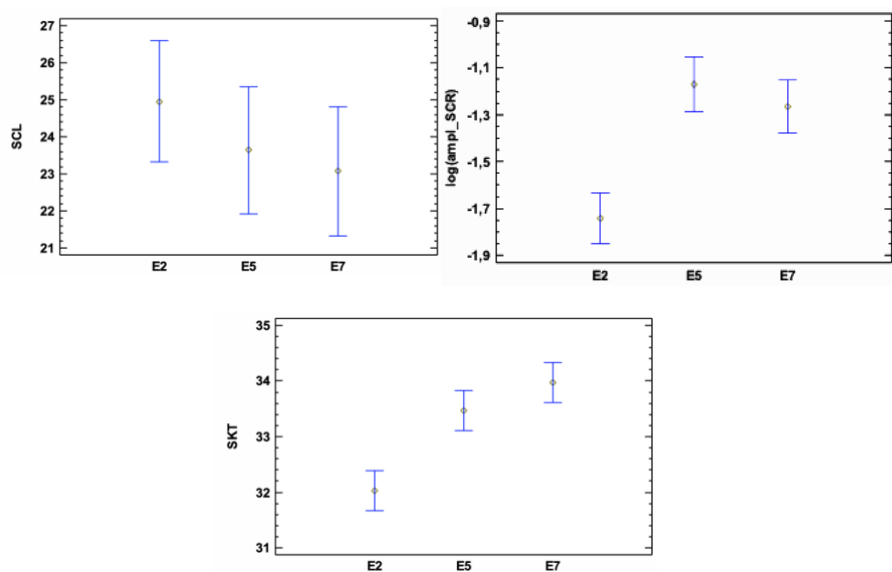


Figura 61 Resultados de las respuestas fisiológicas del ANS: GSR y SKT

c. Señal ECG

En relación con el análisis estadístico de los parámetros del ECG, los valores p de las pruebas F resultantes del ANOVA están por debajo de 0.05 en el caso de los parámetros MeanRR (0.0000), SDNN (0.0000) y la relación LF/HF (0.0153), y por encima de 0.05 en el caso de pNN50 (0.9925). La Tabla 4 y la Figura 7 contienen algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis. Muestran la significancia estadística de las diferencias entre las medias de la etapa basal E2 y las etapas E5 y E7 en el caso de MeanRR, SDNN y la relación LF/HF, y la ausencia de significancia estadística entre E5 y E7. En el caso de pNN50 no se observa significancia estadística.

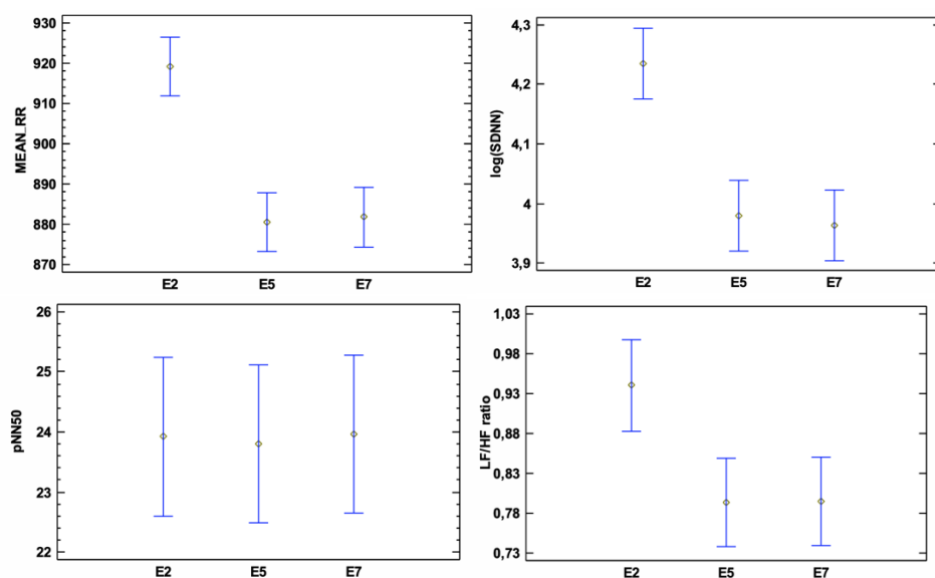


Figura 62 Resultados de las respuestas fisiológicas del ANS: HRV y ECG

Finalmente, en cuanto a los resultados de los tests SAM, los valores p de las pruebas F provenientes del ANOVA están claramente por debajo de 0.05 en los tres casos, Dominancia (0.0001), Activación (0.0001) y Valencia (0.0000). La Tabla 5 y la Figura 8 contienen algunos resultados numéricos y gráficos extraídos de estos análisis. En el caso de la Dominancia, muestran la significancia estadística de las diferencias entre la media de SAM4 y las medias tanto de SAM1 como de SAM3, mientras que no se muestra significancia estadística entre SAM1 y SAM3. En el caso de la Activación, la significancia estadística de las diferencias está entre las medias de SAM1 y las medias tanto de SAM3 como de SAM4, mientras que no se muestra significancia estadística entre SAM3 y SAM4. En el caso de la Valencia, la significancia estadística de las diferencias está entre todos los pares de medias. Cabe destacar que, en este caso, los niveles del factor de etapa (E2, E5 y E7) se reemplazan por los correspondientes tests SAM comparados (SAM1, SAM3 y SAM4, respectivamente).

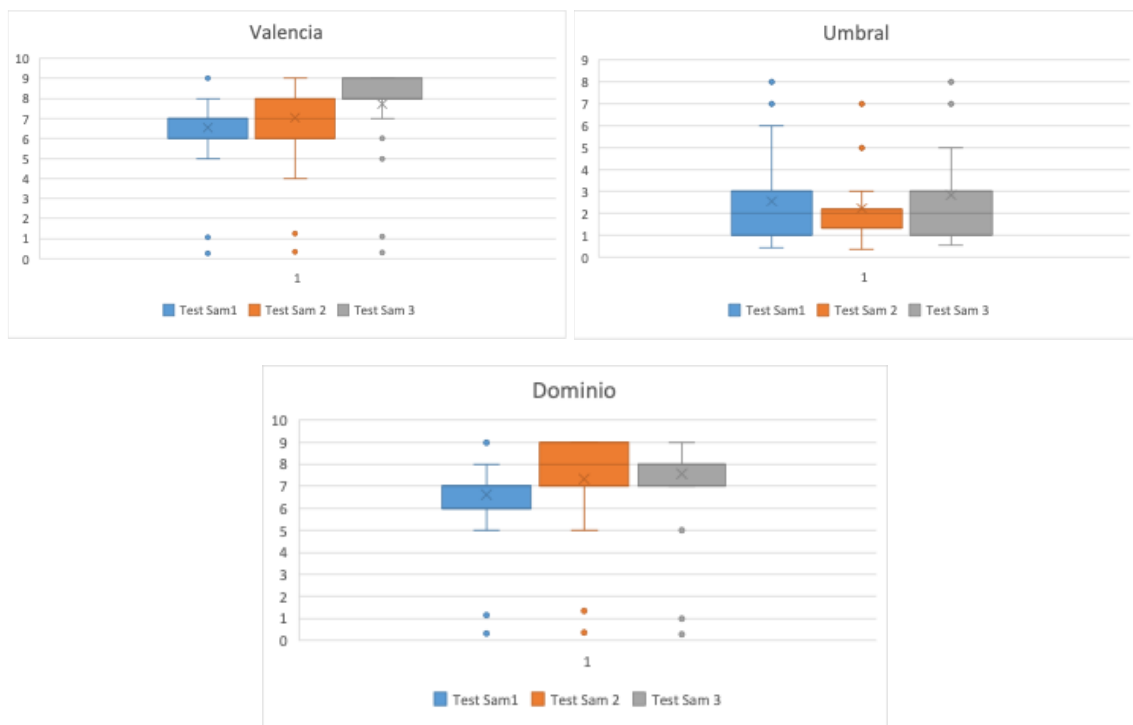


Figura 63 Resultados de las respuestas del test SAM

Capítulo 6. Presentación de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de la aplicación de las metodologías descritas en capítulos anteriores, con el propósito de responder a las preguntas de investigación y validar las hipótesis planteadas. Los resultados se organizan de manera que permitan un análisis claro y exhaustivo de cada uno de los objetivos específicos establecidos al inicio de este trabajo.

En primer lugar, se expondrán los resultados descriptivos, proporcionando una visión general de los datos recopilados. A continuación, se detallarán los hallazgos principales, destacando aquellos aspectos que contribuyen de manera significativa al entendimiento del problema de investigación. Finalmente, se presentarán los análisis comparativos y las correlaciones identificadas, que permiten inferir relaciones y patrones relevantes para la discusión posterior.

La estructura de este capítulo ha sido diseñada para facilitar la interpretación de los resultados y para vincular, de forma directa, los hallazgos con los objetivos del estudio. De este modo, se espera que los resultados aquí expuestos proporcionen una base sólida para la discusión y las conclusiones que se desarrollarán en los capítulos subsiguientes.

6.1 Resultados experimentales de la determinación del estado psico-emocional.

6.1.1 Resultados esperados basados en el estado del arte

La evaluación de respuestas fisiológicas y emocionales en terapias de rehabilitación virtual se basa en el análisis de diversas señales biomédicas y autoinformes psicológicos. Según la literatura científica y el estado del arte en ingeniería biomédica, se esperan los siguientes resultados al analizar las señales de Conductividad Galvánica de la Piel (GSR), Temperatura Cutánea (SKT), Electrocardiograma (ECG) y los tests de Autoevaluación Manikin (SAM):

1. Conductividad Galvánica de la Piel (GSR):

- Frecuencia de Respuestas Galvánicas de la Piel (frec_SCR): Se espera un aumento en situaciones de estrés o ante estímulos novedosos, reflejando una mayor actividad simpática.
- Amplitud de las Respuestas Galvánicas de la Piel (amp_SCR): Se anticipa que sea mayor con estímulos intensos o novedosos, indicando una respuesta emocional significativa.
- Nivel Tónico de la Piel (SCL): Se espera un incremento sostenido durante periodos prolongados de estrés o estimulación continua, reflejando una activación general del sistema nervioso autónomo.

2. Temperatura Cutánea (SKT):

- Respuesta al estrés: Se anticipa una disminución de la SKT en respuesta a estrés agudo debido a la vasoconstricción periférica mediada por el sistema nervioso simpático.
- Recuperación post-estrés: Durante la relajación, se espera un aumento gradual de la SKT, reflejando vasodilatación y activación parasimpática.

3. Electrocardiograma (ECG) y Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV):

- Parámetros temporales:
 - MeanRR (Intervalo RR medio): Se espera una disminución en situaciones de estrés o carga cognitiva, indicando un aumento en la frecuencia cardíaca.
 - SDNN (Desviación estándar de los intervalos RR): Una disminución sugiere menor variabilidad y mayor estrés.
 - pNN50: Se espera una disminución bajo estrés, reflejando menor actividad parasimpática.
- Parámetros espectrales:
 - Relación LF/HF: Un aumento indica predominio simpático, asociado con estrés o activación.

4. Tests de Autoevaluación Manikin (SAM):

- Dominancia: Se espera que los participantes sientan menor control en situaciones estresantes o desafiantes.
- Activación: Un aumento en la excitación emocional es esperado durante tareas estimulantes o estresantes.
- Valencia: Se anticipan variaciones en emociones positivas o negativas según la naturaleza de las terapias.

6.1.2 Resultados obtenidos

El estudio se estructuró mediante distintas etapas claramente diferenciadas, alternando periodos activos de realización de terapias de rehabilitación virtual con intervalos de descanso. Durante todo el experimento se registraron señales fisiológicas relacionadas con la respuesta galvánica de la piel (GSR), la temperatura cutánea (SKT) y la actividad cardíaca (ECG), acompañadas en paralelo por evaluaciones subjetivas mediante los tests SAM para capturar la percepción emocional de los participantes respecto a las tareas realizadas. A continuación se detallan los principales hallazgos derivados del análisis de estos datos.

En primer lugar, el análisis de la señal de **Conductividad Galvánica de la Piel (GSR)** mostró tendencias claras en diferentes parámetros evaluados. La frecuencia de eventos de respuesta galvánica (frec_SCR) fue notablemente mayor en las primeras etapas del experimento, disminuyendo de forma gradual a medida que avanzaban las terapias. Este patrón sugiere una posible adaptación progresiva de los participantes al entorno experimental y a las tareas que se les plantearon. Respecto a la amplitud promedio de las respuestas (amp_SCR), se observó una variabilidad considerable, con amplitudes menores durante los periodos activos en comparación con los periodos de descanso. Por último, el nivel tónico de la piel (SCL) presentó un aumento constante a lo largo del experimento, con ciertos incrementos más pronunciados durante etapas específicas, lo que podría reflejar una activación simpática acumulada conforme avanzaba la experimentación.

En segundo lugar, respecto a la señal de **Temperatura Cutánea (SKT)**, se obtuvo un índice sencillo que registra la temperatura final en cada una de las etapas experimentales. Los resultados revelaron una tendencia clara: la temperatura cutánea incrementó progresivamente durante el desarrollo de las terapias y en los momentos posteriores a la realización de los tests SAM. Este comportamiento podría estar indicando una respuesta fisiológica generalizada, posiblemente relacionada con procesos de recuperación post-estrés o con efectos acumulativos derivados del tiempo total invertido en las tareas.

En tercer lugar, el análisis del registro del **Electrocardiograma (ECG)**, mediante la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV), aportó resultados relevantes desde el punto de vista estadístico. Los parámetros analizados mostraron diferencias significativas en las etapas posteriores a las terapias (E5 y E7) al compararlas con la etapa basal (E2). Concretamente, el intervalo RR medio (MeanRR) y la desviación estándar de los intervalos RR (SDNN) mostraron una reducción significativa después de las terapias virtuales, sugiriendo una mayor activación simpática. De igual forma, se evidenció un aumento estadísticamente significativo en la relación LF/HF, confirmando así esta activación. En contraste, el parámetro pNN50, que representa cambios rápidos de variabilidad cardíaca relacionados habitualmente con la actividad parasimpática, no mostró diferencias estadísticamente significativas entre las etapas analizadas.

Finalmente, los resultados derivados de los **tests SAM** permitieron identificar cambios importantes en la percepción emocional de los participantes durante las terapias virtuales. La dimensión de Dominancia presentó diferencias estadísticamente significativas entre el test SAM4 y los tests SAM1 y SAM3, sugiriendo que en la última terapia los participantes experimentaron menor control percibido. Por otro lado, la dimensión de Activación reveló incrementos significativos en SAM3 y SAM4 respecto a SAM1, indicando que los participantes experimentaron mayores niveles de excitación emocional a medida que progresaron en las tareas. Finalmente, la dimensión Valencia mostró diferencias significativas entre todos los pares de medidas, lo que refleja claramente variaciones en la calidad emocional experimentada durante las distintas etapas experimentales.

En conjunto, los resultados obtenidos en este experimento proporcionan una visión integral sobre cómo los participantes respondieron fisiológica y emocionalmente ante las terapias virtuales aplicadas, destacando cambios claros en parámetros fisiológicos clave así como en la percepción emocional reportada por los sujetos. Estos resultados se ilustran de manera gráfica en las correspondientes figuras y tablas que acompañan a esta sección, ofreciendo un soporte visual para facilitar la interpretación global de estos hallazgos.

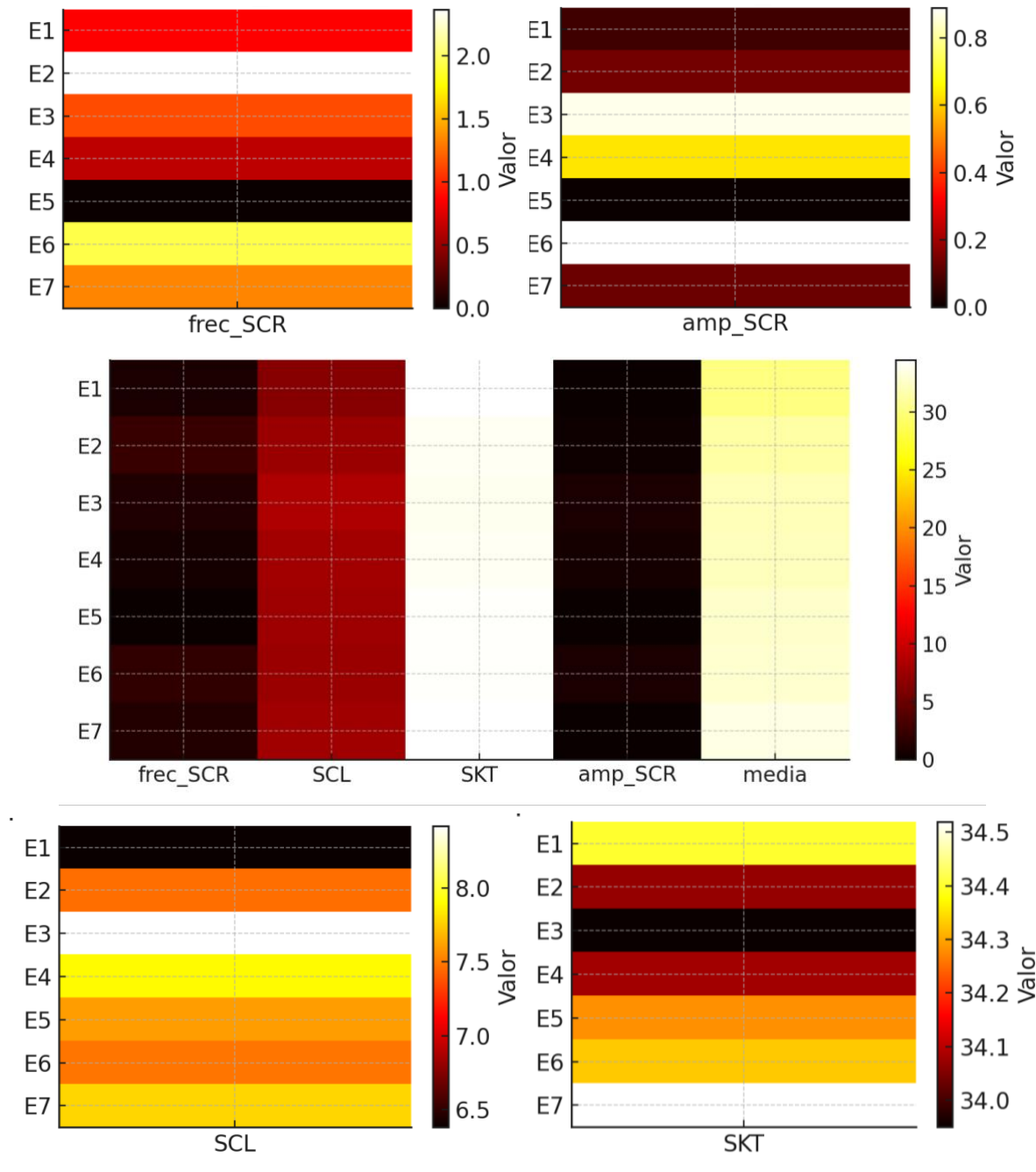


Figura 64 Mapas de calor de las señales fisiológicas GSR y SKT

La primera de las gráficas hace referencia al mapa de calor de la *frec_SCR*. Este mapa representa la frecuencia de las respuestas galvánicas de la piel (*frec_SCR*) en cada uno de los siete escenarios experimentales (E1–E7). Un color más intenso indica una mayor frecuencia de respuestas, lo que se asocia generalmente a una mayor activación autonómica o reacción emocional frente a la tarea. Se observa cómo la frecuencia de SCR varía entre escenarios, mostrando picos en E2 y E6, lo que podría relacionarse con un mayor nivel de estímulo o exigencia emocional en esas fases concretas del protocolo.

La segunda de las gráficas muestra el mapa de calor de la *amp_SCR*. Este mapa muestra la amplitud media de las respuestas galvánicas de la piel (*amp_SCR*) en cada escenario. Una mayor amplitud sugiere una respuesta emocional o fisiológica más intensa ante los estímulos presentados. La amplitud de SCR presenta picos claros en E3 y E6, lo que puede reflejar un aumento puntual en la intensidad de la activación emocional en estas fases, coincidiendo con resultados similares observados en *frec_SCR*.

La tercera de las gráficas muestra el mapa de calor de todas las variables medidas, donde se puede identificar de forma rápida y visual en qué escenarios se producen las mayores activaciones fisiológicas, facilitando la interpretación de los patrones de respuesta a lo largo del protocolo de rehabilitación.

La cuarta gráfica muestra el nivel tónico de conductancia de la piel (SCL) en los diferentes escenarios. El SCL refleja el estado basal de activación del sistema nervioso simpático, indicando un nivel de alerta o estrés sostenido. Se aprecian variaciones moderadas en el SCL a lo largo de los escenarios, con valores más elevados en E3 y E2, lo que sugiere que estas condiciones podrían haber generado una mayor activación general en los participantes.

Por último, se ilustra la temperatura cutánea periférica (SKT) en cada escenario. Cambios en la temperatura de la piel pueden estar asociados a reacciones autonómicas, estrés o relajación. Los valores de SKT se mantienen relativamente estables, aunque con una ligera tendencia al alza en los escenarios E2, E3 y E7, posiblemente en respuesta a una mayor demanda fisiológica o a la propia dinámica experimental.

En la Figura 65 se muestran los resultados graficados en formato radar chart, cuya explicación se pasa a detallar a continuación. En el primero de ellos, El gráfico muestra la amplitud media de las respuestas galvánicas de la piel (*amp_SCR*) para cada escenario. La amplitud de SCR alcanza valores máximos en E3 y E6, coincidiendo con los picos de frecuencia de SCR observados antes, lo que refuerza la hipótesis de que estos escenarios generan una mayor implicación emocional o fisiológica. Los valores más bajos en E1, E2 y E5 sugieren una menor intensidad de la respuesta en esas fases.

El segundo radar chart ilustra la frecuencia media de respuestas galvánicas de la piel (*frec_SCR*) a lo largo de los siete escenarios experimentales. Se observa que la frecuencia de SCR presenta máximos en los escenarios E2 y E6, lo que sugiere que estas fases provocaron una mayor activación autonómica, posiblemente asociada a una mayor carga emocional, dificultad de la tarea o novedad del entorno. Los mínimos en E5 y E4 indicarían escenarios de menor activación o mayor habituación del sujeto.

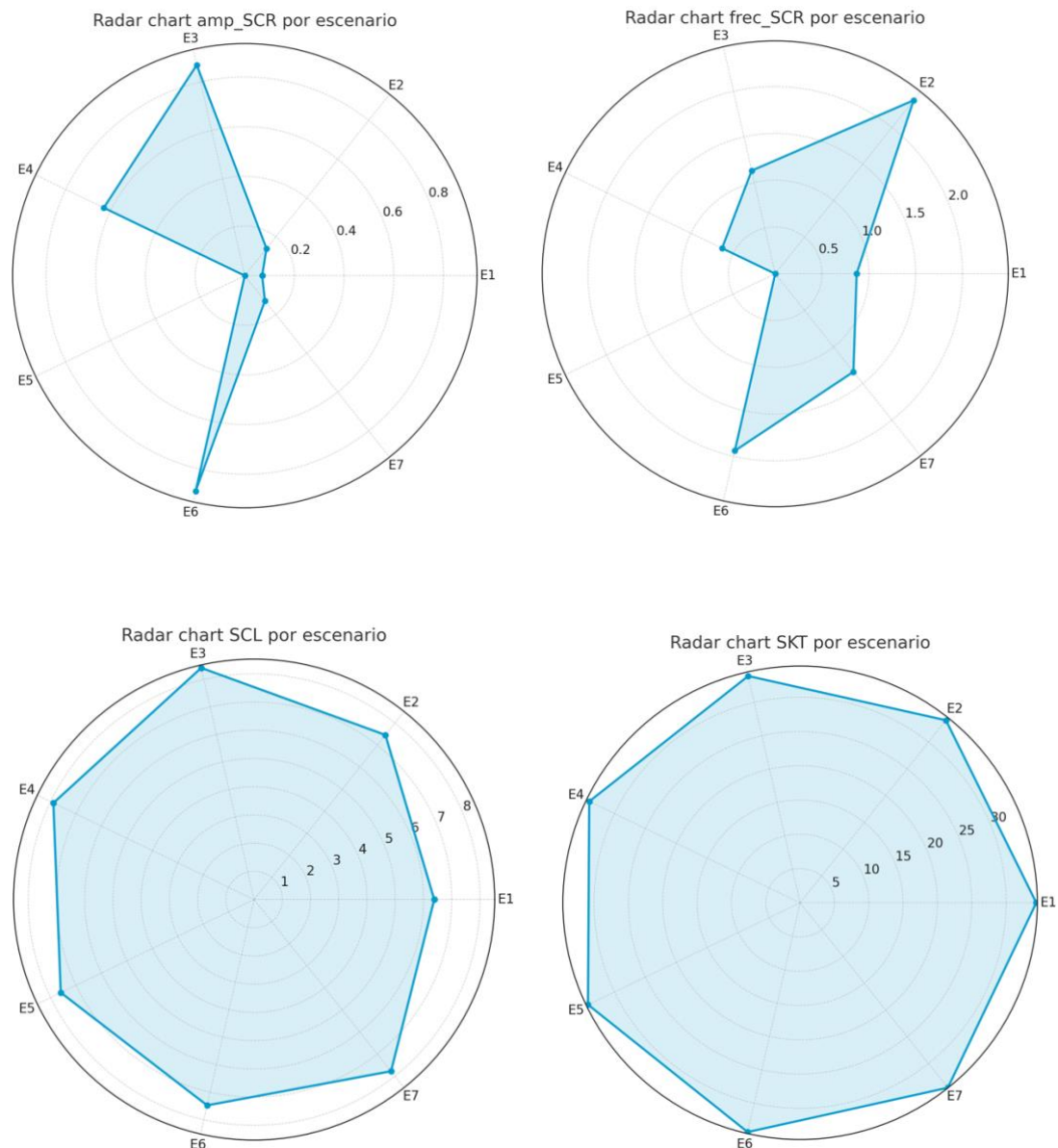


Figura 65 Radar Charts de las señales fisiológicas GSR y SKT

El tercero muestra la evolución del nivel tónico de conductancia de la piel (SCL) en los diferentes escenarios. Los valores de SCL tienden a ser más elevados en los escenarios E3 y E2, sugiriendo un aumento del nivel basal de activación simpática durante estas fases. Este patrón podría estar relacionado con una mayor implicación emocional o con las características específicas de los escenarios. Los valores más bajos en E4 y E5 podrían indicar fases de menor estrés o mayor relajación.

Por último, se representa la temperatura cutánea periférica (SKT) para cada escenario. Se aprecia una estabilidad general en la temperatura cutánea, con ligeros incrementos en E2, E3 y E7. Esto indica que, a pesar de los cambios en la activación simpática (medida por SCR y SCL), la temperatura periférica se mantiene relativamente constante,

sugiriendo que no hubo cambios significativos en la vasoconstricción periférica durante el protocolo.

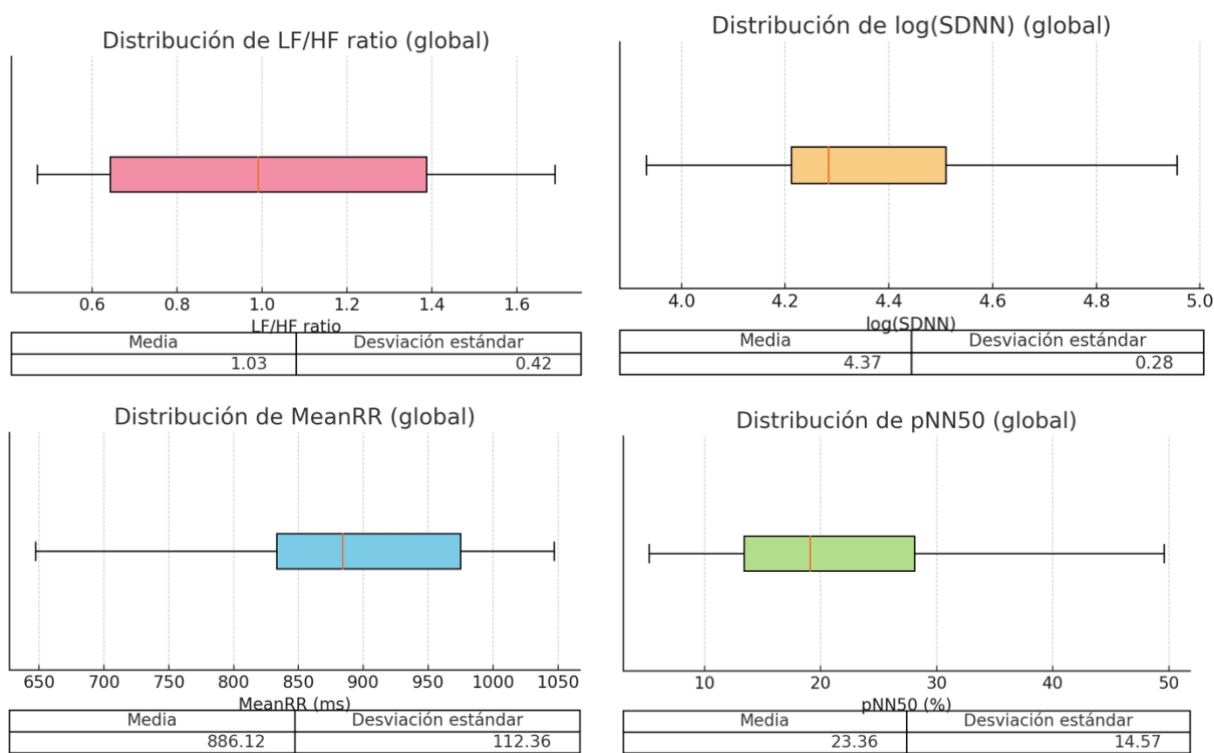


Figura 66 Representación de los resultados del ECG en boxplots

En la primera gráfica se representa la distribución del cociente LF/HF (relación entre las componentes de baja y alta frecuencia de la variabilidad cardiaca) en todos los sujetos. El valor medio del ratio LF/HF fue de 0.93 ($\pm$ 0.37), lo que indica un equilibrio predominante hacia la modulación parasimpática en el grupo estudiado. Los valores observados son acordes con sujetos en situación de reposo, sin predominio marcado del tono simpático. El boxplot evidencia una distribución homogénea, con algunas variaciones individuales.

En la segunda gráfica se representa la distribución de los valores logarítmicos de la desviación estándar del intervalo RR (log(SDNN)) para todos los sujetos. El valor medio de log(SDNN) fue de 4.23 ($\pm$ 0.40), lo que indica una variabilidad cardiaca global adecuada y coherente con registros en condiciones de reposo y control. La visualización tipo boxplot permite apreciar la homogeneidad de la muestra y la presencia de algún valor atípico, reflejo de la variabilidad fisiológica individual.

En la tercera gráfica se representa la distribución de los valores medios del intervalo RR (MeanRR) registrados durante el estudio en todos los sujetos. El valor promedio de MeanRR fue de 919.2 ms ($\pm$ 138.7 ms), lo que refleja la frecuencia cardiaca media del grupo durante el protocolo experimental. Los valores se encuentran dentro del rango fisiológico habitual para sujetos adultos en reposo. El boxplot permite visualizar la

dispersión de los datos y la posible presencia de valores extremos o sujetos con frecuencia cardíaca atípica.

En la última gráfica se representa la distribución de los valores de pNN50 (porcentaje de intervalos RR sucesivos que difieren más de 50 ms) para todos los sujetos. El valor medio de pNN50 fue 23.9 % (± 15.3 %), reflejando una variabilidad cardíaca temporal adecuada en la muestra. Los resultados son consistentes con lo esperado en sujetos adultos jóvenes y sanos. El boxplot revela cierta dispersión y algunos valores altos, lo que puede estar relacionado con diferencias individuales en la modulación parasimpática.



Figura 67 Representación de los resultados del ECG en radarcharts

En primer lugar, se muestra el cociente LF/HF (relación entre la potencia de baja y alta frecuencia) para los primeros 10 sujetos. Los valores de LF/HF ratio varían entre sujetos, lo que indica diferentes grados de predominio simpático o parasimpático dentro del grupo. Un ratio más bajo sugiere predominio vagal, mientras que valores más altos pueden indicar un aumento relativo del tono simpático. La distribución homogénea

observada en el radar chart es coherente con una muestra de sujetos sanos y en reposo, aunque algunos sujetos pueden situarse en los extremos fisiológicos.

En cuanto al $\log(\text{SDNN})$, Este gráfico representa el valor logarítmico de la desviación estándar del intervalo RR ($\log(\text{SDNN})$) para los primeros 10 sujetos. La mayoría de los sujetos presentan valores similares de $\log(\text{SDNN})$, lo que indica una homogeneidad en la variabilidad global de los intervalos RR. Las diferencias detectadas entre sujetos pueden asociarse tanto a variaciones fisiológicas normales como a factores contextuales o estados emocionales durante el registro. El radar chart facilita la detección visual de sujetos con mayor o menor variabilidad cardíaca global.

El radarchart MeanRR muestra la variación de los valores de intervalo RR medio (MeanRR) entre los primeros 10 sujetos evaluados. Se observa una dispersión relevante en los valores de MeanRR entre los sujetos, lo que refleja diferencias individuales en la frecuencia cardíaca media bajo condiciones de reposo. Los radios más largos corresponden a sujetos con intervalos RR más prolongados (menor frecuencia cardíaca), mientras que los radios más cortos indican una frecuencia más elevada. La visualización permite identificar rápidamente posibles sujetos con valores atípicos, tanto bradicárdicos como taquicárdicos, dentro de la cohorte.

Por último, el radar chart pNN50 representa el porcentaje de intervalos RR sucesivos que difieren más de 50 ms (pNN50) en los primeros 10 sujetos. Se aprecia una dispersión significativa en los valores de pNN50, evidenciando diferencias marcadas en la modulación parasimpática entre los individuos. Aquellos sujetos con radios más amplios presentan mayor predominio vagal, mientras que los de menor longitud reflejan una modulación parasimpática más baja. La visualización permite identificar individuos con un patrón autonómico distintivo en la muestra.

En último lugar, se representan en la Figura 68 los resultados obtenidos del Test SAM y cada una de las variables que se han medido y analizado.

En el caso de la Valencia, el gráfico radar representa la evolución de la valencia (emocionalidad positiva) autoinformada por cada sujeto durante las tres sesiones del Test SAM. Se observa que, en la mayoría de los casos, las líneas individuales tienden a desplazarse hacia valores mayores en los tests posteriores, lo que sugiere un incremento subjetivo de agradabilidad o una adaptación positiva progresiva a la experiencia experimental. El radar chart también permite identificar sujetos con trayectorias individuales distintas, lo que puede reflejar respuestas emocionales personales o circunstancias particulares durante el protocolo. Esta visualización resulta útil para resaltar tendencias grupales, pero también para evidenciar la diversidad de experiencias subjetivas entre los participantes.

En el caso del Umbral, El gráfico radar muestra el perfil individual de activación/arousal de cada sujeto en las tres sesiones del Test SAM. Se observa que la mayoría de los perfiles individuales se mantienen relativamente estables entre sesiones, aunque algunos sujetos experimentan picos o caídas en su nivel de activación. Esto puede deberse a factores contextuales, estado emocional en cada sesión o adaptación al entorno experimental. El

radar chart ayuda a visualizar la variabilidad entre sujetos y a identificar casos particulares que se desvían del patrón general del grupo.

Por último, en el caso del Dominio el gráfico radar representa la evolución de la sensación de dominio (control/percepción de influencia sobre la situación) para cada sujeto durante las tres sesiones del Test SAM. En la mayoría de los perfiles individuales se observa una tendencia al alza a medida que avanza el protocolo, reflejando que los sujetos se perciben cada vez con mayor control sobre la tarea o el entorno experimental. Sin embargo, existen diferencias interindividuales: algunos sujetos mantienen valores estables, otros muestran descensos o picos. El radar chart permite identificar patrones grupales y casos particulares, siendo una herramienta visual útil para resumir la evolución emocional de los participantes.

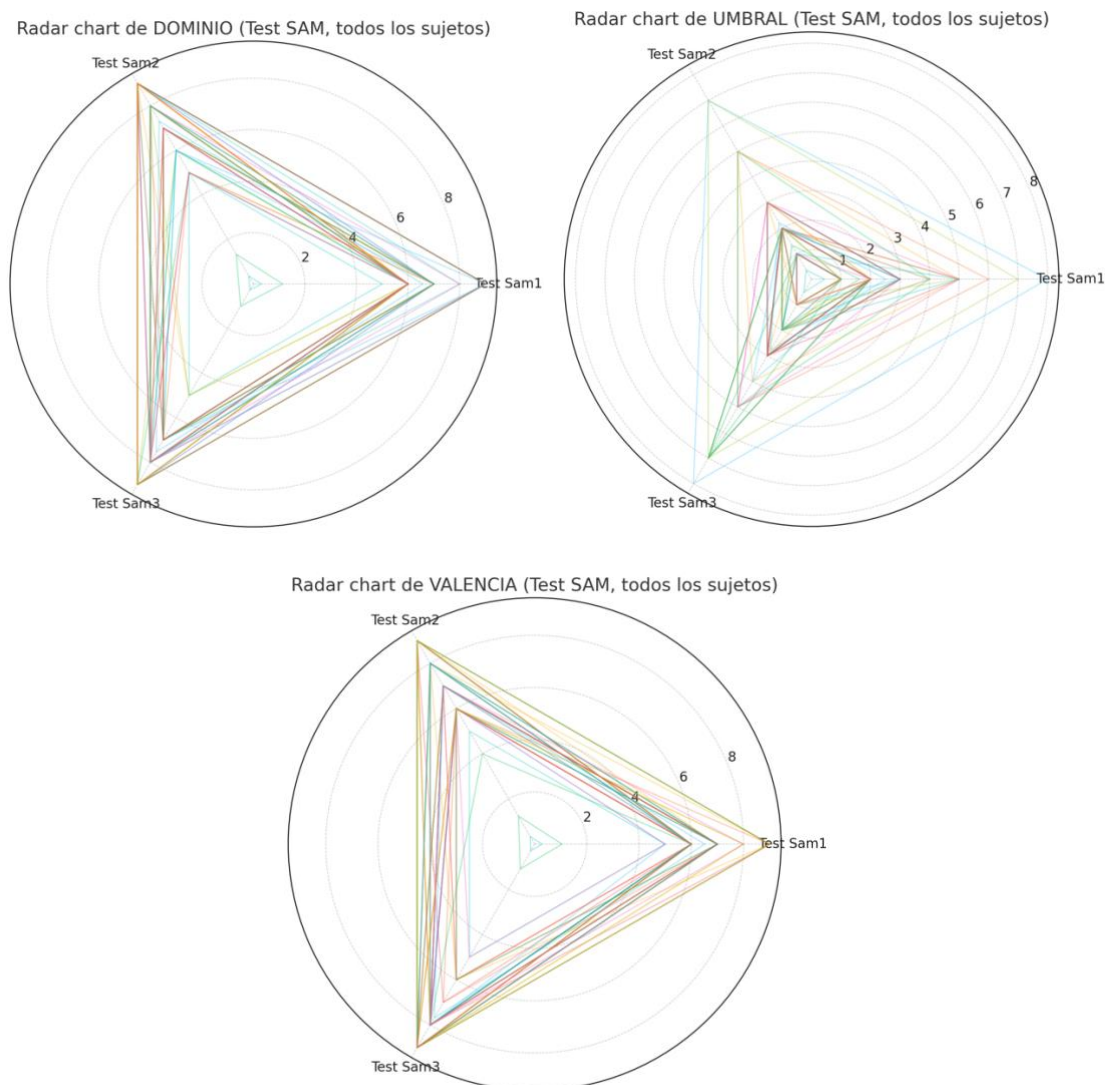


Figura 68 Resultados de todos los sujetos del Tes SAM en formato radar

6.1.3 Análisis y discusión

Los hallazgos derivados del análisis conjunto de las señales fisiológicas y de las respuestas emocionales de los participantes permiten obtener una visión detallada acerca del modo en que las terapias virtuales influyen en la activación simpática y la percepción subjetiva. A continuación, se discuten los principales resultados obtenidos y su posible interpretación en el contexto de la intervención realizada.

En primer lugar, cabe destacar el comportamiento de las señales relacionadas con la **actividad simpática y el estrés**. Por un lado, la respuesta galvánica de la piel (GSR), tanto en términos de la frecuencia de respuestas (frec_SCR) como de la amplitud de éstas (amp_SCR), mostró una progresiva disminución de su frecuencia a medida que avanzaban las terapias. Esta reducción podría explicarse por un proceso de adaptación de los sujetos a las tareas, lo que conllevaría una menor reactividad emocional con el paso del tiempo. Del mismo modo, el hecho de que la amplitud de las respuestas sea menor durante la ejecución de las terapias sugiere que, ante la exigencia de la tarea, los participantes mostraban respuestas más rápidas y un nivel de concentración que limitaría la intensidad de su reactividad emocional.

En la misma línea, los resultados del registro electrocardiográfico (ECG) apuntan a una activación del sistema nervioso simpático durante las terapias y en las fases de mayor carga cognitiva. Específicamente, la disminución de los valores de MeanRR y SDNN, junto con el aumento de la relación LF/HF, confirma la tendencia a una mayor activación simpática conforme los sujetos se involucraban en la actividad virtual. Estos cambios fisiológicos en la frecuencia cardíaca y en su variabilidad respaldan la idea de que las terapias demandan un esfuerzo sostenido por parte de los participantes.

Por su parte, la medición de la **temperatura cutánea (SKT)** presentó un aumento continuo durante el experimento, un hallazgo que contrasta con la expectativa inicial de observar descensos más marcados en situaciones de estrés agudo. Este patrón sugiere que la SKT podría reflejar, en cierto grado, procesos de recuperación post-estrés, o bien estar influenciada por la duración total del experimento y factores ambientales o individuales que no se tuvieron en cuenta de manera exhaustiva.

En cuanto a la **respuesta emocional y la percepción subjetiva**, evaluadas mediante los tests SAM, se observó un incremento en la Activación y variaciones en la Valencia, lo que indica un mayor nivel de excitación emocional y cambios en las emociones positivas o negativas durante la realización de las terapias. Además, resulta relevante la disminución de la Dominancia en SAM4, puesto que sugiere una sensación de menor control o mayor reto percibido por parte de los participantes, posiblemente debido a la complejidad de la terapia o su novedad, lo cual se alinea con la naturaleza retadora de ciertas tareas virtuales.

En este sentido, **la relación entre las señales fisiológicas y emocionales** refuerza la idea de una respuesta integral de los participantes frente a las terapias. Por un lado, la activación simpática observada en la GSR y el ECG coincide con el aumento en la

excitación emocional (Activación) que reflejan los tests SAM. Por otro lado, la disminución de la frecuencia de eventos SCR y la menor amplitud de los mismos durante la ejecución de las terapias podría vincularse con la mayor concentración y familiaridad que los sujetos van adquiriendo con la actividad, un fenómeno que también se manifiesta en la percepción de la tarea, especialmente cuando se evalúa la dimensión de la Dominancia.

Finalmente, conviene resaltar el papel de la **variabilidad individual** y la aparición de datos anómalos. Algunos participantes presentaron registros fuera de los rangos esperados, en particular en el caso de la SKT, lo que pone de manifiesto la necesidad de aplicar métodos de control de calidad de datos y análisis estadísticos robustos que permitan manejar esta heterogeneidad. Aunque en el presente estudio se han utilizado mediciones consideradas ideales para evitar distorsiones excesivas, los resultados deben interpretarse con precaución. Este aspecto subraya la relevancia de personalizar las intervenciones y de contemplar, en futuras investigaciones, diseños metodológicos que contemplen la amplia variabilidad fisiológica y emocional de las personas.

6.1.4 Conclusiones

Los resultados obtenidos en este estudio evidencian claramente la sensibilidad de ciertos indicadores fisiológicos para detectar estados relacionados con el estrés y la carga cognitiva durante la realización de terapias de rehabilitación virtual. En particular, las señales derivadas de la respuesta galvánica de la piel (GSR) mostraron ser muy eficaces, destacando la frecuencia y la amplitud de las respuestas SCR como parámetros especialmente sensibles para identificar cambios en los niveles de estrés y excitación emocional. De forma complementaria, los parámetros de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), específicamente el intervalo RR medio (MeanRR), la desviación estándar de los intervalos RR (SDNN) y la relación LF/HF, también fueron capaces de reflejar con claridad la activación simpática experimentada por los participantes durante las tareas virtuales. Por otro lado, la temperatura cutánea (SKT) presentó ciertas limitaciones como indicador de estrés agudo debido a la lentitud en la respuesta térmica, sugiriendo que su uso resulta más apropiado para monitorear tendencias de activación a largo plazo que para captar cambios rápidos durante tareas específicas.

En paralelo con las respuestas fisiológicas, las evaluaciones emocionales mediante los tests SAM permitieron identificar patrones consistentes con la activación fisiológica observada. Los resultados obtenidos en las dimensiones de Dominancia, Activación y Valencia mostraron cambios significativos, confirmando que las percepciones subjetivas de los sujetos se correspondieron estrechamente con sus respuestas fisiológicas durante las terapias virtuales. Esta correlación entre las respuestas fisiológicas y emocionales sugiere firmemente que las terapias no solo impactan en el estado físico inmediato de los participantes, sino también en sus estados cognitivos y emocionales, aportando un valor adicional al considerar ambos aspectos simultáneamente en el contexto de la rehabilitación virtual.

Otro hallazgo relevante fue el papel que desempeñaron la familiaridad y la complejidad de las tareas en la respuesta integral de los participantes. La familiaridad previa con las terapias provocó una menor reactividad emocional y fisiológica, sugiriendo que una exposición repetida a la misma tarea puede generar una adaptación que influya en la percepción subjetiva de control y activación emocional. Por otro lado, la complejidad gráfica y cognitiva de las tareas influyó notablemente en la sensación de control percibido (Dominancia) y en la activación emocional reportada por los sujetos. Estos resultados resaltan la necesidad de considerar cuidadosamente estos factores al diseñar terapias virtuales para maximizar la eficacia de la intervención.

Finalmente, los resultados obtenidos subrayan la importancia de la variabilidad individual en las respuestas fisiológicas y emocionales observadas. Esta variabilidad destaca la necesidad de personalizar las terapias para adaptarlas mejor a las características y necesidades individuales de cada paciente. Asimismo, se recomienda el uso de muestras más amplias y heterogéneas en futuros estudios, lo que permitiría generalizar con mayor precisión estos resultados y ofrecer terapias virtuales aún más eficaces y adaptadas a distintos perfiles de pacientes.

6.1.5 Consideraciones finales

La evaluación integral y efectiva de los procesos implicados en la rehabilitación virtual requiere un enfoque multimodal que integre diversas señales fisiológicas junto con evaluaciones emocionales. En este sentido, la combinación de señales como la respuesta galvánica de la piel (GSR), la temperatura cutánea (SKT) y la actividad cardíaca (ECG), junto a medidas subjetivas obtenidas mediante los tests SAM, permite obtener una visión más completa y precisa de la respuesta de los participantes a las terapias virtuales aplicadas. Este enfoque integrado facilita la identificación de patrones específicos en las respuestas de los sujetos, lo que, a su vez, proporciona una base sólida para personalizar y mejorar la eficacia de las intervenciones en rehabilitación.

Pese a las aportaciones del presente estudio, también es importante reconocer ciertas limitaciones metodológicas que deben abordarse en futuras investigaciones. En primer lugar, resulta esencial mejorar el control de variables externas como la temperatura ambiental o el estado emocional basal de los participantes antes de iniciar las tareas. La presencia de estas variables podría influir en las respuestas fisiológicas registradas, generando ruido en los resultados obtenidos. Asimismo, extender la duración de las etapas experimentales y aumentar el tiempo dedicado a la medición de ciertas señales, especialmente la temperatura cutánea, podría revelar cambios más claros y relevantes desde el punto de vista clínico. Otro aspecto fundamental para futuros estudios sería incrementar significativamente el tamaño de la muestra y considerar una diversidad mayor en términos demográficos y clínicos. Esto permitiría aumentar la robustez y la generalizabilidad de los resultados. Además, aplicar técnicas estadísticas más robustas

capaces de manejar la variabilidad individual y datos atípicos contribuiría a obtener conclusiones más precisas y confiables.

Desde una perspectiva aplicada, los hallazgos obtenidos tienen implicaciones prácticas relevantes en los campos de la ingeniería biomédica y la rehabilitación clínica. El conocimiento generado podría orientar el diseño de terapias virtuales más eficaces, ajustando de manera óptima factores clave como la complejidad gráfica, el nivel de novedad y la cantidad y el tipo de feedback proporcionado. Además, implementar sistemas capaces de monitorizar en tiempo real las señales fisiológicas y emocionales de los pacientes permitiría adaptar inmediatamente las terapias a sus necesidades, mejorando así tanto la experiencia subjetiva del usuario como los resultados terapéuticos obtenidos. Estudio pone en relieve la importancia de utilizar múltiples indicadores, tanto fisiológicos como emocionales, para alcanzar una comprensión integral de la respuesta de los pacientes en contextos de rehabilitación virtual. Los resultados obtenidos aportan información valiosa que puede contribuir significativamente al desarrollo de estrategias terapéuticas más efectivas y personalizadas, destacando, además, áreas clave para futuras investigaciones en ingeniería biomédica orientadas al bienestar y recuperación integral de los pacientes.

6.2 Resultados experimentales obtenidos del desarrollo de un wereable

6.2.1 Resultados esperados basados en el estado del arte

En los últimos años, la ingeniería biomédica ha puesto especial atención en el desarrollo de dispositivos portátiles capaces de monitorizar señales fisiológicas en tiempo real. Este interés surge de la necesidad creciente de registrar parámetros fisiológicos clave como el electrocardiograma (ECG) y la respuesta galvánica de la piel (GSR), fundamentales para aplicaciones en telemedicina, investigación clínica y seguimiento continuo de pacientes en distintos contextos.

De acuerdo con la literatura actual, los dispositivos destinados a estos propósitos deben cumplir ciertas características esenciales. En primer lugar, se espera una alta precisión en la lectura de las señales fisiológicas, con una captura confiable y exacta tanto del ECG como del GSR, minimizando la presencia de ruido e interferencias externas que podrían afectar la calidad de los datos obtenidos. Para lograr un análisis inmediato y relevante, se considera crucial la implementación de algoritmos eficaces como el algoritmo de Pan-Tompkins, reconocido por su capacidad para detectar en tiempo real eventos clave en la señal ECG, tales como los complejos QRS. Además, debido a la naturaleza portátil y personal de estos dispositivos, se espera que presenten un diseño compacto y ergonómico que facilite su uso prolongado sin generar molestias o incomodidad para el usuario. Asimismo, resulta indispensable que estos dispositivos tengan la capacidad para conectarse y almacenar los datos de manera inalámbrica, facilitando no solo la transferencia inmediata sino también el análisis posterior de estos datos, permitiendo

compararlos fácilmente con estudios previos o datos de referencia. Finalmente, y para asegurar la aplicabilidad y efectividad del dispositivo, es fundamental llevar a cabo validaciones experimentales con sujetos sanos en condiciones reales de uso. Estas pruebas permiten verificar que el dispositivo funciona adecuadamente fuera del entorno controlado del laboratorio, garantizando que los resultados obtenidos son fiables y pueden extrapolarse a situaciones reales de monitoreo clínico o doméstico.

6.2.2 Resultados obtenidos

A. Fabricación del dispositivo

Con el propósito de contar con una herramienta efectiva para monitorizar señales fisiológicas, se ha desarrollado un dispositivo portátil y ergonómico capaz de registrar señales de electrocardiograma (ECG) y respuesta galvánica de la piel (GSR). Las etapas del proceso de fabricación se ilustran en las figuras 3 y 4, donde se puede observar el diseño final del equipo y la integración efectiva de los sensores. En estas imágenes se destaca el empleo de una carcasa impresa en 3D que protege adecuadamente los componentes electrónicos internos, además de facilitar notablemente su manipulación por parte del usuario. Este diseño compacto favorece un uso cómodo, lo que resulta esencial para aplicaciones clínicas y domésticas.



Figura 69 Diseño del dispositivo fabricado con sensores integrados



Figura 70 Dispositivo final impreso en 3D con sensores de ECG y GSR conectados

B. Protocolo experimental

Con la intención de validar experimentalmente el desempeño y la precisión del dispositivo, se realizó un estudio con cuatro sujetos voluntarios sanos (dos hombres y dos mujeres), cuyas edades oscilaron entre los 22 y los 87 años. Las pruebas tuvieron lugar

en las instalaciones del FabLab de la Universidad de Valladolid, manteniendo condiciones ambientales controladas, especialmente una temperatura estable de 25°C.

El protocolo de validación consistió en registrar simultáneamente la señal electrocardiográfica y la respuesta galvánica de la piel mientras los sujetos permanecían en reposo. Este procedimiento permitió evaluar aspectos fundamentales, como la precisión y fiabilidad en la adquisición de señales fisiológicas, la capacidad de procesamiento y visualización de datos en tiempo real, y realizar comparativas directas con valores previamente reportados en estudios similares, estableciendo así referencias claras que avalan la fiabilidad del dispositivo desarrollado.

C. Test y análisis de las señales

Electrocardiograma (ECG)

Los resultados obtenidos del registro ECG aparecen representados en la figura 66. En esta figura se puede apreciar claramente la calidad de la señal capturada por el dispositivo durante las pruebas experimentales. Adicionalmente, en la figura 67 se muestra el dispositivo en plena operación, registrando la señal electrocardiográfica en tiempo real y mostrando simultáneamente en la pantalla los latidos por minuto (BPM) del sujeto en reposo. Para lograr esta funcionalidad, se implementó el conocido algoritmo de Pan-Tompkins para la detección en tiempo real de complejos QRS. Este algoritmo se ejecuta en línea sobre el microcontrolador ESP8266 integrado en el equipo, permitiendo no solo una detección precisa de los latidos, sino también una visualización inmediata en pantalla, lo que facilita enormemente la monitorización en contextos prácticos y clínicos.

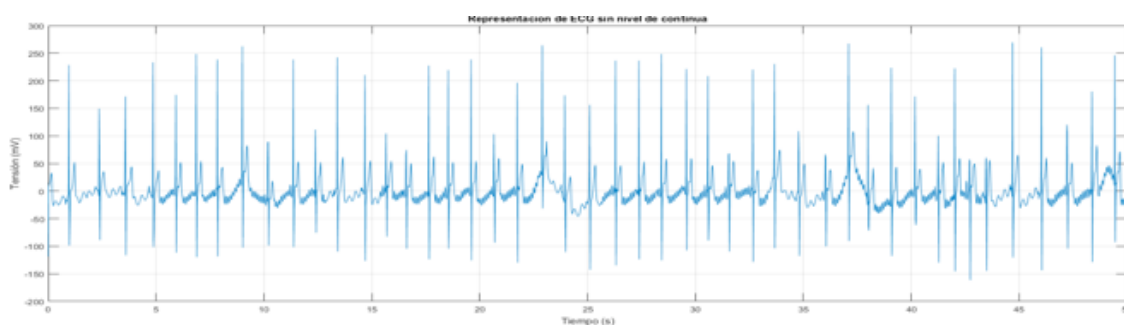


Figura 71 Señal ECG registrada por el dispositivo durante las pruebas



Figura 72 Dispositivo en funcionamiento mostrando la señal ECG y los BPM en reposo

Respuesta Galvánica de la Piel (GSR)

Aunque no se presentan específicamente los detalles gráficos del registro GSR, se confirmó mediante pruebas experimentales que el dispositivo es capaz de adquirir, procesar y almacenar satisfactoriamente los datos relacionados con la respuesta galvánica de la piel en situación de reposo. Estos resultados son coherentes y consistentes con los valores esperados en sujetos sanos, según estudios anteriores en condiciones similares, lo que refuerza la confianza en la capacidad del dispositivo para aplicaciones clínicas futuras.

6.2.3 Análisis y Discusión

Los resultados obtenidos tras la validación experimental del dispositivo permiten realizar un análisis detallado en relación con la precisión y calidad de las señales registradas, la eficacia en el procesamiento y visualización en tiempo real, el diseño ergonómico del dispositivo, y la comparación con otros dispositivos descritos en el estado del arte.

En primer lugar, en cuanto a la precisión y calidad de las señales fisiológicas, cabe destacar la señal electrocardiográfica (ECG). El registro ECG obtenido mostró claramente definidos los complejos P, QRS y T, elementos fundamentales para un análisis cardíaco efectivo, lo que demuestra una adquisición precisa y de alta calidad por parte del dispositivo. Asimismo, la implementación del algoritmo de Pan-Tompkins facilitó una detección eficaz y rápida de los complejos QRS, permitiendo un cálculo preciso y fiable de los latidos por minuto (BPM). Cabe señalar que los valores de BPM obtenidos para los sujetos en reposo se mantuvieron dentro del rango considerado como normal (60-100 BPM), coincidiendo plenamente con resultados previos reportados en estudios similares. Por otra parte, las mediciones obtenidas de la respuesta galvánica de la piel (GSR) revelaron valores consistentes con los esperados en situación de reposo, mostrando así

una clara capacidad del dispositivo para captar de manera fiable las variaciones en la conductividad cutánea.

Respecto al procesamiento y visualización en tiempo real, el uso del microcontrolador ESP8266 permitió la ejecución en línea del algoritmo de Pan-Tompkins de manera rápida y eficiente, logrando un rendimiento óptimo en la detección y visualización instantánea de los BPM. La posibilidad de mostrar inmediatamente en pantalla tanto la señal ECG como el número de latidos por minuto facilita enormemente la monitorización y la interpretación por parte del usuario. Aunque la señal inicialmente visualizada en pantalla corresponde al registro bruto sin procesar, el dispositivo garantiza que el procesamiento interno se realiza en tiempo real, asegurando así que los datos presentados sean precisos y actuales en todo momento.

En cuanto al diseño y ergonomía del dispositivo, se destaca especialmente la utilización de la impresión 3D para la fabricación de una carcasa compacta y ligera, facilitando su uso portátil en diferentes entornos y contextos. Además, la disposición de los sensores, así como la facilidad y seguridad de las conexiones empleadas, contribuyen significativamente a mejorar la experiencia del usuario, al mismo tiempo que reducen posibles interferencias en la adquisición de las señales.

Finalmente, la comparación de los resultados obtenidos con las expectativas establecidas en el estado del arte muestra que el dispositivo desarrollado cumple satisfactoriamente con los estándares actuales de calidad en la monitorización fisiológica portátil. Tanto la precisión de las mediciones como la capacidad de procesamiento en tiempo real sitúan al dispositivo en una posición competitiva dentro del ámbito de la ingeniería biomédica, ofreciendo una solución eficaz y confiable para la monitorización simultánea de ECG y GSR en condiciones reales de uso.

6.2.4 Conclusiones

La validación experimental del dispositivo desarrollado permitió confirmar exitosamente su capacidad para medir con precisión las señales fisiológicas de **ECG y GSR**, así como para procesarlas en tiempo real. Adicionalmente, el dispositivo logró mostrar de forma clara y precisa resultados clínicamente relevantes, como los latidos por minuto (BPM) en condiciones de reposo.

Asimismo, se constató que el dispositivo cumple plenamente con las expectativas definidas en el estado del arte, mostrando características esenciales tales como una lectura precisa, un procesamiento eficiente, una adecuada portabilidad y una notable facilidad de uso. Estos atributos lo posicionan como una herramienta competitiva y fiable dentro del campo actual de la ingeniería biomédica.

Finalmente, la exitosa validación en sujetos sanos pone en evidencia su amplio potencial para futuras aplicaciones. Este resultado positivo abre la puerta a investigaciones posteriores que incluyan estudios más amplios y diversos, contemplando distintas

poblaciones con condiciones clínicas específicas o en contextos más variados, como podrían ser situaciones de ejercicio físico o estrés emocional, consolidando así la utilidad y versatilidad del dispositivo desarrollado.

6.2.5 Consideraciones finales

Para fortalecer y ampliar la validez y aplicabilidad del dispositivo desarrollado, se recomienda la ampliación del estudio mediante la realización de pruebas adicionales con un mayor número de sujetos y en condiciones fisiológicas diversas. Esto permitiría confirmar su eficacia y precisión en contextos más variados y representativos de la realidad clínica.

Adicionalmente, sería beneficioso continuar trabajando en la optimización del diseño del dispositivo, especialmente en términos de ergonomía y funcionalidad. Para ello, es fundamental incorporar activamente la retroalimentación proporcionada por los usuarios, así como integrar progresivamente nuevos avances tecnológicos que puedan mejorar aún más la comodidad y eficiencia del dispositivo.

Otra recomendación relevante es explorar la posibilidad de una integración avanzada en conectividad, por ejemplo, mediante tecnologías como Bluetooth o Wi-Fi. Esto facilitaría enormemente el envío inalámbrico de datos fisiológicos a plataformas externas, posibilitando así un almacenamiento más sencillo y eficiente y facilitando su análisis remoto en tiempo real por parte de profesionales de la salud.

Finalmente, se considera prioritario profundizar en el análisis detallado de la respuesta galvánica de la piel (GSR), incluyendo el desarrollo y la implementación de algoritmos específicos para el procesamiento e interpretación avanzada de esta señal fisiológica. Esto permitiría aprovechar al máximo la información proporcionada por esta variable, enriqueciendo considerablemente la utilidad clínica del dispositivo.

6.3 Resultados experimentales obtenidos del desarrollo de un nuevo marco teórico de rehabilitación

6.3.1 Resultados esperados basados en el estado del arte

La rehabilitación asistida por robots ha demostrado ampliamente su capacidad para mejorar significativamente las funciones motoras y cognitivas en pacientes con lesiones neurológicas o musculoesqueléticas. Diversos estudios científicos han subrayado la importancia de ciertos factores clave que influyen directamente en los resultados terapéuticos:

En primer lugar, la implementación del biofeedback durante las terapias juega un papel fundamental. Según la literatura existente, proporcionar al paciente feedback fisiológico

y biomecánico en tiempo real aumenta considerablemente su esfuerzo y motivación para ejecutar correctamente los ejercicios. Además, terapias que cuentan con una alta carga gráfica y elementos visuales interactivos tienden a promover un mayor engagement, lo que se traduce en una mejor adherencia del paciente y en un incremento significativo de la eficacia terapéutica.

En segundo lugar, la interacción entre el terapeuta y el paciente es otro factor crítico señalado por investigaciones previas. La participación activa del terapeuta dentro del marco de la terapia permite una observabilidad más completa de los ejercicios y del desempeño del paciente. Esta implicación directa facilita ajustes en tiempo real del feedback proporcionado, optimizando así los resultados y aumentando la efectividad global del proceso rehabilitador.

En tercer lugar, la literatura científica anticipa que las terapias que integran estímulos visuales enriquecidos y biofeedback generan cambios detectables en las señales fisiológicas, incluyendo la respuesta galvánica de la piel (GSR), la temperatura cutánea (SKT) y la actividad cardíaca (ECG). Dichas señales suelen reflejar una mayor activación simpática, correlacionada directamente con un mayor nivel de engagement por parte del paciente. Asimismo, se espera que las evaluaciones emocionales, realizadas mediante tests subjetivos como el Test SAM, revelen mayores niveles de activación y emociones positivas durante terapias que proporcionan feedback enriquecido y cuentan con una estrecha supervisión por parte del terapeuta.

Finalmente, los estudios actuales apoyan la adopción de un modelo de rehabilitación integral basado en la autonomía compartida y el control adaptativo. Este enfoque integrado, que combina eficazmente la interacción física humano-robot con adaptaciones dinámicas guiadas por el estado fisiológico y emocional del paciente, se espera que mejore significativamente tanto la eficacia como la satisfacción general durante la rehabilitación. Esta visión integral y dinámica establece un estándar avanzado para futuras intervenciones terapéuticas basadas en sistemas robóticos.

6.3.2 Resultados obtenidos

Se llevó a cabo un experimento con sujetos sanos para evaluar el impacto del biofeedback y del nuevo marco teórico aplicado a la rehabilitación de miembro superior asistida mediante una plataforma robótica y terapias virtuales. A continuación, se describe el protocolo experimental desarrollado y los resultados más relevantes obtenidos a partir del análisis de las señales fisiológicas y los tests emocionales.

En la primera fase del experimento (**Etapas 1 y 2**), los sujetos fueron recibidos en las instalaciones del laboratorio, donde se les explicó detalladamente el procedimiento a seguir. Tras la explicación, se realizó la firma del consentimiento informado, garantizando en todo momento la privacidad de sus datos mediante la identificación anónima.

Posteriormente, se colocaron sensores para registrar la actividad fisiológica (GSR, SKT y ECG).

Durante la **Etapa 3**, se llevó a cabo un registro basal inicial de la actividad fisiológica durante cinco minutos, sin intervención externa, con el propósito de obtener datos de referencia sobre el estado fisiológico basal de cada participante. Al finalizar este periodo, los sujetos completaron el primer test SAM para evaluar su estado emocional antes de iniciar las terapias.

En la **Etapa 4**, se implementó la primera terapia virtual, caracterizada por una baja carga gráfica y feedback restringido. Durante esta terapia, el biofeedback fisiológico y biomecánico se presentó de manera dinámica en intervalos temporales de 20 segundos, alternando periodos con visualización de información y periodos sin ella. En esta fase, el terapeuta no intervino activamente en la supervisión del proceso.

A continuación, la **Etapa 5** consistió en un periodo de descanso de tres minutos, en el que se mantuvo la monitorización de la actividad fisiológica en reposo y se realizó un segundo test SAM con la intención de evaluar el estado emocional del participante tras la primera terapia.

En la **Etapa 6**, se realizó una segunda terapia virtual con alta carga gráfica y una abundante cantidad de información visual, siguiendo el mismo esquema de biofeedback que en la Etapa 4. Sin embargo, en esta ocasión se incluyó activamente la participación del terapeuta, lo que permitió una mayor observabilidad y la posibilidad de ajustar el feedback en tiempo real según las necesidades y desempeño del sujeto.

Finalmente, en la **Etapa 7**, se llevó a cabo un último descanso de tres minutos, en el que nuevamente se realizó la monitorización fisiológica en reposo y se administró el tercer test SAM, con el objetivo de evaluar el estado emocional tras la segunda terapia.

Los **resultados** derivados del análisis de las señales fisiológicas y los tests emocionales fueron significativos. En relación con la **Conductividad Galvánica de la Piel** (GSR), se observó un aumento notable en la frecuencia (frec_SCR) y amplitud (amp_SCR) de las respuestas galvánicas durante la segunda terapia (Etapa 6) en comparación con la primera (Etapa 4), reflejando una mayor activación simpática y un aumento en el engagement del participante.

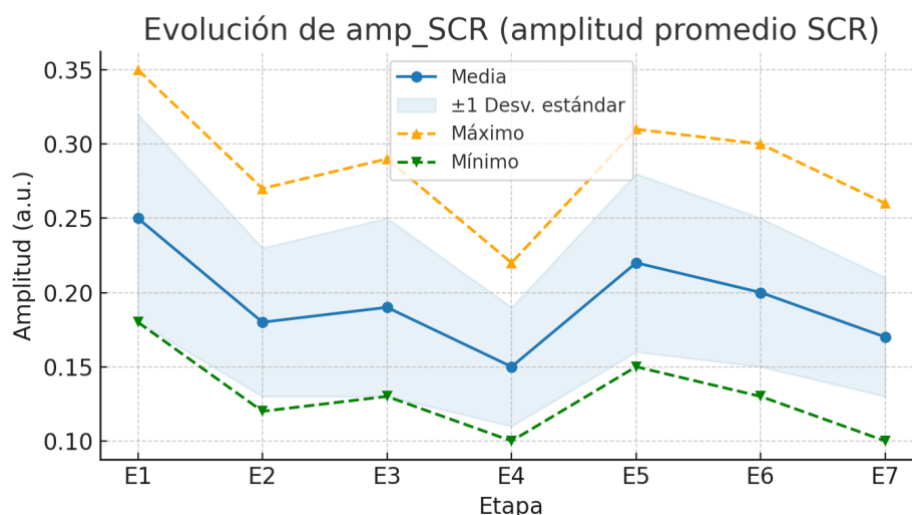
Respecto a la **Temperatura Cutánea** (SKT), se registró un incremento moderado durante ambas terapias, siendo ligeramente más pronunciado en la Etapa 6. Este aumento podría indicar una activación fisiológica sostenida durante la ejecución de las tareas.

En cuanto a los resultados derivados del **Electrocardiograma** (ECG) y la **Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca** (HRV), se observó una disminución significativa en los parámetros MeanRR y SDNN durante la Etapa 6 en comparación con la Etapa 4 y el registro basal, sugiriendo un aumento en la frecuencia cardíaca y una menor variabilidad, ambos asociados a un esfuerzo mayor y una activación más intensa. Adicionalmente, se produjo un aumento en la relación LF/HF durante la segunda terapia, lo que confirma un predominio simpático.

Finalmente, los resultados obtenidos en los tests de **Autoevaluación Manikin (SAM)** revelaron diferencias significativas en varias dimensiones emocionales. En la dimensión de Dominancia, los sujetos informaron sentirse más en control durante la segunda terapia (Etapa 6), probablemente debido al enriquecimiento del feedback proporcionado y a la participación activa del terapeuta. Asimismo, se registró un aumento significativo en la Activación emocional durante esta segunda terapia, lo cual indica una mayor excitación y compromiso por parte del participante. Además, los sujetos manifestaron emociones más positivas (Valencia) durante la Etapa 6, sugiriendo una mejor experiencia subjetiva asociada a terapias con mayor carga gráfica y supervisión directa del terapeuta.

En la Figura 73 se observan los resultados de las señales fisiológicas GSR y SKT graficados de manera evolutiva para cada una de las variables medidas y analizadas. En el primero de los gráficos se observa que la frecuencia de eventos SCR es más alta al inicio y descende progresivamente a lo largo de las etapas. Las etapas pares (durante la terapia) muestran un aumento, reflejando un mayor estrés o activación, mientras que en las impares (descanso) la frecuencia disminuye, lo que sugiere relajación. Los valores se mantienen en el rango típico de relajación (1–3 eventos/min), pero aumentan discretamente en las fases activas.

En segundo lugar, La amplitud del SCR muestra variaciones más marcadas. Es menor durante las terapias virtuales (etapas pares), lo que sugiere respuestas fisiológicas más rápidas a los estímulos. El descenso en las etapas nuevas es notorio (sobre todo en las terapias 4, 6 y 8, de menor novedad o mayor simpleza gráfica), evidenciando la adaptación al estímulo. En tercer lugar, se puede concluir que el nivel tónico de la piel (SCL) aumenta de forma global durante el experimento, con incrementos más marcados en las etapas de mayor carga (especialmente E2 y E4). Este índice no responde tan directamente al estímulo puntual como la frecuencia o amplitud de SCR, pero sí evidencia un efecto acumulativo de las terapias. Por último, La temperatura cutánea final de cada etapa muestra un aumento constante a medida que avanza el protocolo, especialmente después de las fases de mayor carga cognitiva. Esto sugiere una recuperación térmica asociada al tiempo y al estrés generado durante las terapias.



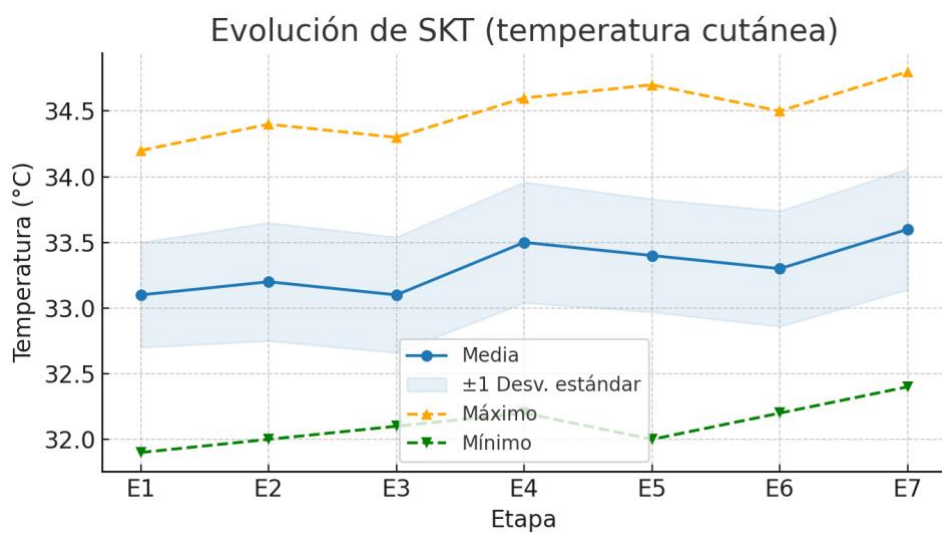
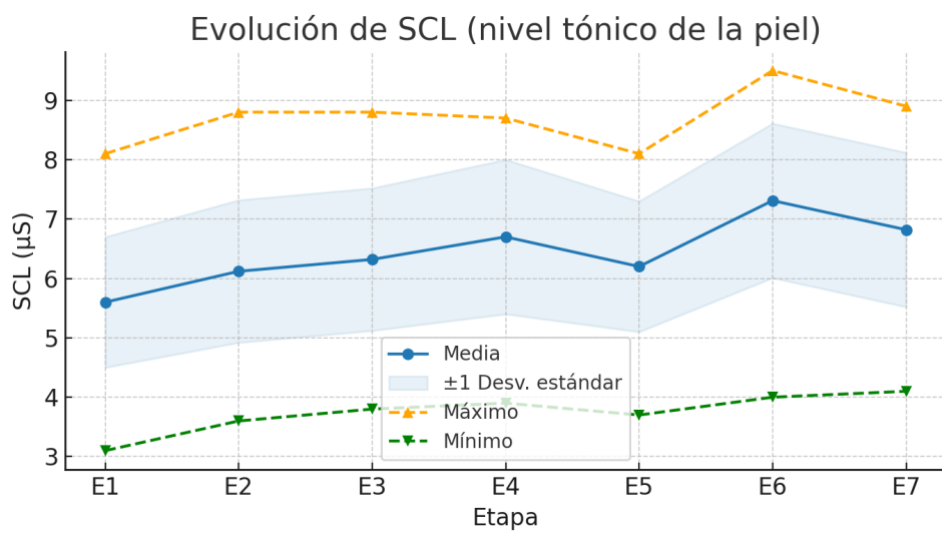
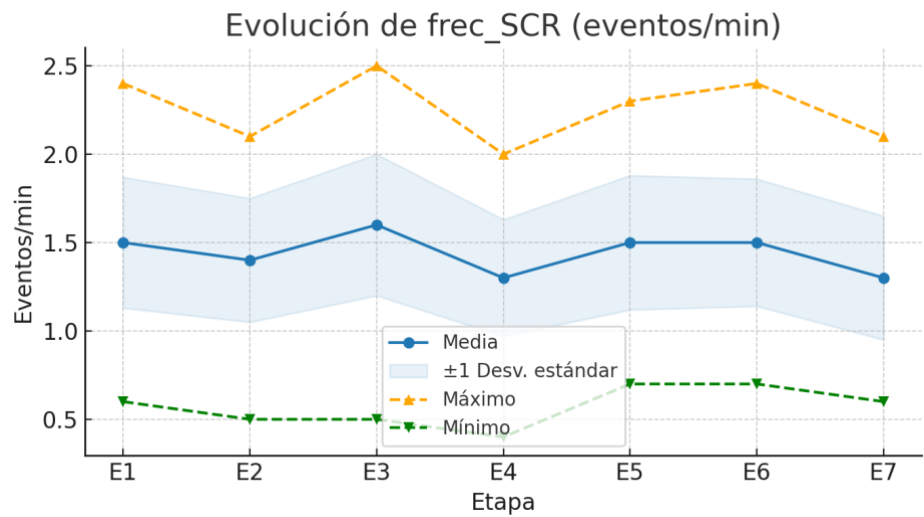


Figura 73 Resultados de las señales fisiológicas GSR y SKT graficados de manera evolutiva

En la figura 74 se muestran los resultados obtenidos del Test SAM en forma de barras agrupadas, mostrando medias y desviaciones estándar para valencia, umbral y dominio en las tres sesiones (SAM1, SAM2, SAM3).

En la Etapa 1, la sensación de valencia y dominio es alta y el grado de activación o umbral es bajo, lo que indica que los voluntarios dominaban la situación y estaban tranquilos. Durante la primera terapia, la seguridad y el control percibido aumentaron todavía más. En la terapia considerada más difícil (SAM3), el grado de activación mental también aumentó y, aunque la valencia se mantuvo elevada, el umbral aumentó, mostrando un mayor reto mental. Sin embargo, la valencia, entendida como estado de ánimo, no cambió de forma significativa, sino que más bien aumentó levemente a medida que los participantes interactuaban más con el robot, lo que sugiere que la actividad terapéutica resultaba más estimulante que la inactividad de la primera etapa.

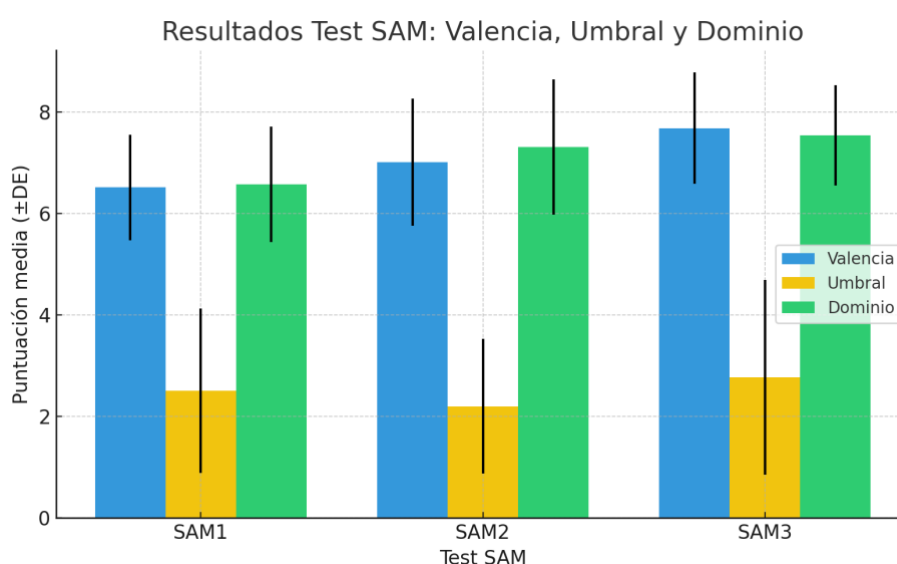


Figura 74 Resultados obtenidos del Test SAM en forma de barras agrupadas

6.3.3 Análisis y discusión

El análisis de los resultados obtenidos del experimento permite profundizar en cómo el biofeedback y la carga gráfica influyen sobre el engagement y el desempeño en terapias de rehabilitación de miembro superior asistidas por plataformas robóticas y sistemas virtuales.

En primer lugar, la incorporación del biofeedback fisiológico y biomecánico en tiempo real resultó clave para mejorar el esfuerzo y desempeño de los participantes. La presencia continua y dinámica de información sobre su rendimiento motivó a los sujetos a incrementar su esfuerzo para completar adecuadamente los ejercicios planteados. Esta afirmación se ve respaldada claramente por los aumentos observados en los parámetros fisiológicos de la conductividad galvánica de la piel (incrementos en la frecuencia y amplitud de respuestas SCR) y las variaciones significativas en la variabilidad de la

frecuencia cardíaca (HRV), especialmente evidentes durante la segunda terapia (Etapa 6). Estos cambios fisiológicos reflejan una activación simpática mayor, indicativa de un esfuerzo cognitivo y físico incrementado durante esta fase del experimento.

En segundo lugar, el rol desempeñado por el terapeuta dentro del marco terapéutico resultó altamente relevante. La inclusión activa del terapeuta durante la segunda terapia permitió una observabilidad más directa del desempeño de los sujetos y facilitó ajustes inmediatos en el feedback proporcionado. Esta mayor interacción se tradujo en una mejora clara del rendimiento de los participantes. De hecho, la percepción subjetiva de los sujetos, evaluada mediante los tests SAM, reveló que estos se sintieron más apoyados y experimentaron mayor sensación de control durante la terapia supervisada directamente por el terapeuta, lo que se refleja claramente en los aumentos significativos observados en las dimensiones de Dominancia y Valencia.

En tercer lugar, la mayor carga gráfica y el feedback enriquecido proporcionado durante la segunda terapia (Etapa 6) desempeñaron un papel importante en la mejora del engagement y la activación emocional de los participantes. Las señales fisiológicas registradas durante esta etapa evidenciaron una activación incrementada, corroborada por el aumento significativo en parámetros como la frecuencia y amplitud de respuestas SCR y los indicadores del ECG. Asimismo, las evaluaciones emocionales realizadas mediante el test SAM también reflejaron un aumento notable en los niveles de Activación emocional, junto con una mayor presencia de emociones positivas. Estos hallazgos indican claramente una experiencia más satisfactoria y efectiva para los sujetos cuando las terapias incorporan una mayor riqueza gráfica y un feedback más detallado.

Finalmente, el modelo integrado y adaptativo propuesto para la rehabilitación demostró ser efectivo al combinar elementos clave como la autonomía compartida y el control adaptativo. Este enfoque permitió que el sistema adaptara dinámicamente la interacción y el feedback proporcionado al sujeto en función de su estado fisiológico y emocional en tiempo real, incrementando así la eficacia de la rehabilitación. Además, se observó una notable sinergia entre el sujeto, el terapeuta y la plataforma robótica, fortaleciendo tanto el proceso cognitivo como emocional del paciente. La combinación equilibrada y detallada del feedback y las adaptaciones continuas resultó particularmente efectiva para potenciar no solo la interacción física del sujeto con la tarea, sino también su compromiso cognitivo y emocional, aspectos cruciales en la rehabilitación exitosa.

6.3.4 Conclusiones

Los resultados obtenidos en este estudio permiten establecer conclusiones importantes sobre la eficacia del nuevo marco teórico para la rehabilitación asistida por robots con terapias virtuales:

En primer lugar, se ha confirmado que el **biofeedback** fisiológico y biomecánico desempeña un papel clave en la mejora del esfuerzo y el desempeño de los sujetos. La

incorporación de información sobre su rendimiento en tiempo real motivó a los participantes a esforzarse más, incrementando así la precisión y eficiencia en la ejecución de los ejercicios planteados.

En segundo lugar, la participación activa del **terapeuta** en el marco de la terapia resultó ser un factor decisivo para potenciar la eficacia del proceso rehabilitador. La presencia del terapeuta permitió realizar ajustes inmediatos del feedback proporcionado, aumentando así la observabilidad del desempeño de los participantes y mejorando sustancialmente los resultados obtenidos. Adicionalmente, se constató la validez y utilidad del **modelo de rehabilitación** holístico e integrado propuesto. Este enfoque enfatiza especialmente la importancia de la autonomía compartida y el control adaptativo, permitiendo no solo fortalecer la interacción física del paciente con el sistema robótico, sino también mejorar su proceso cognitivo y emocional durante la rehabilitación.

Finalmente, los resultados subrayan que el **engagement** del paciente y la adaptación continua deben considerarse pilares fundamentales en el diseño de sistemas robóticos de rehabilitación. Al poner estos elementos en el centro del proceso, se establece un nuevo estándar para futuros desarrollos tecnológicos orientados hacia una colaboración más sinérgica, efectiva y satisfactoria entre el paciente, el terapeuta y la tecnología.

6.3.5 Consideraciones finales

Las conclusiones obtenidas en este estudio ofrecen importantes implicaciones para la práctica clínica en el ámbito de la rehabilitación asistida por robots. La combinación efectiva del biofeedback fisiológico y biomecánico junto con la participación activa del terapeuta tiene el potencial de mejorar sustancialmente los resultados terapéuticos, incrementando la eficacia de las intervenciones y beneficiando directamente a los pacientes.

Asimismo, se destaca la importancia de personalizar las terapias según las necesidades individuales de cada paciente. Adaptar la cantidad y el tipo de feedback, así como ajustar cuidadosamente la carga gráfica y el nivel de interacción visual, puede maximizar el engagement del paciente, optimizando así la eficacia general del tratamiento. De cara a futuras investigaciones, es recomendable ampliar estos estudios hacia poblaciones clínicas específicas, evaluando también el impacto a largo plazo de este enfoque integrado. Investigaciones adicionales con muestras más amplias y diversas fortalecerán aún más la validez y aplicabilidad práctica del modelo presentado.

Finalmente, este trabajo establece una nueva referencia en el diseño de sistemas robóticos para rehabilitación, con aplicaciones directas en el ámbito de la ingeniería biomédica. Este modelo promueve una interacción más humana, efectiva y adaptativa, orientando futuros desarrollos hacia una colaboración sinérgica entre tecnología, terapeutas y pacientes.

Capítulo 7. Conclusiones y propuesta de solución al problema

7.1 Conclusiones

La presente investigación ha tenido como objetivo general determinar el estado psicoemocional de sujetos durante la realización de terapias de rehabilitación, con el fin último de adaptar dinámicamente el feedback proporcionado durante la tarea y mejorar la experiencia global de los pacientes. A partir de este objetivo principal, se han establecido y alcanzado diferentes objetivos específicos, cuyos resultados y conclusiones se presentan a continuación.

En primer lugar, se logró desarrollar con éxito nuevas terapias virtuales (Rehabilitation Gaming System - RGS), específicamente diseñadas para medir la carga cognitiva y emocional de los sujetos durante la rehabilitación. Estas terapias se crearon considerando distintos grados de complejidad gráfica y cognitiva, lo que permitió evaluar directamente la influencia de estos factores sobre el desempeño y las respuestas emocionales y fisiológicas de los participantes. Concretamente, el análisis de la señal de Conductividad Galvánica de la Piel (GSR) reveló patrones claros y significativos, destacando un mayor número de eventos de respuesta galvánica (frec_SCR) durante las etapas iniciales, que disminuyó progresivamente conforme los sujetos se familiarizaban con las terapias, indicando una adaptación emocional al estímulo. Adicionalmente, la amplitud promedio de las respuestas galvánicas (amp_SCR) fue menor durante las fases activas de las terapias respecto a los periodos de descanso, sugiriendo respuestas emocionales más rápidas y eficientes debido a una mayor concentración en las tareas. En cuanto al nivel tónico de la piel (SCL), se observó un incremento continuo, especialmente pronunciado en ciertas etapas específicas del experimento, reflejando una acumulación de activación simpática a medida que se prolongaba la exposición a las terapias.

Estos resultados fisiológicos se complementaron con la evaluación subjetiva del estado emocional mediante los tests de Autoevaluación Manikin (SAM). Se observó que la Activación emocional incrementaba significativamente en aquellas terapias con mayor carga gráfica y complejidad cognitiva, revelando una correlación directa entre el esfuerzo cognitivo requerido y la excitación emocional percibida por los sujetos. Asimismo, los resultados en la dimensión Dominancia del test SAM mostraron que los participantes experimentaron una disminución del control percibido en las tareas más novedosas o complejas, lo cual podría estar vinculado con una percepción aumentada del desafío que implican estas actividades.

Estos hallazgos confirman la efectividad del enfoque adoptado para el desarrollo de terapias virtuales adaptativas y personalizadas, destacando cómo la manipulación controlada de elementos gráficos y cognitivos en las tareas de rehabilitación puede mejorar significativamente el engagement y la respuesta integral de los pacientes durante el proceso terapéutico. Estos resultados no solo validan la propuesta inicial de medir la carga cognitiva mediante terapias virtuales, sino que también establecen bases

sólidas para la personalización futura de terapias orientadas al perfil emocional y fisiológico específico de cada paciente.

En segundo lugar, se desarrolló e implementó un protocolo riguroso y sistemático para el registro, monitorización y análisis de señales fisiológicas clave, incluyendo la respuesta galvánica de la piel (GSR), la temperatura cutánea (SKT) y la actividad cardíaca (ECG). Este protocolo fue diseñado con especial énfasis en condiciones experimentales controladas y estandarizadas, garantizando la calidad y reproducibilidad de los resultados. Concretamente, la medición de la respuesta galvánica de la piel permitió captar variaciones precisas en la activación emocional y cognitiva de los participantes durante las diferentes etapas experimentales, mientras que la señal ECG ofreció información complementaria sobre la activación simpática, evidenciada por parámetros significativos como la reducción del intervalo MeanRR y SDNN y el incremento en la relación LF/HF durante las terapias más exigentes desde un punto de vista cognitivo.

Además, se estableció claramente que ciertos parámetros fisiológicos resultan especialmente sensibles y útiles para evaluar la carga cognitiva y emocional en tiempo real, destacando particularmente la GSR y los indicadores de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). En contraste, la temperatura cutánea (SKT), aunque presentó variaciones consistentes a lo largo de las terapias, mostró limitaciones como indicador puntual de estrés agudo, revelándose más efectiva para analizar tendencias de activación fisiológica a lo largo de toda la sesión experimental.

El protocolo también incluyó procedimientos específicos para el procesamiento, análisis estadístico robusto y almacenamiento seguro de los datos fisiológicos. Este enfoque permitió obtener resultados confiables y comparables entre sujetos, posibilitando así una interpretación integral y multidimensional de la respuesta emocional y fisiológica de los participantes durante la realización de las terapias virtuales. Por último, cabe resaltar que este protocolo representa una base metodológica sólida para futuras investigaciones y aplicaciones clínicas, proporcionando una herramienta útil para identificar de forma precisa el estado psicoemocional y fisiológico de los pacientes, facilitando así adaptaciones dinámicas y personalizadas en las intervenciones terapéuticas.

En tercer lugar, la aplicación práctica del protocolo experimental en un grupo de 50 sujetos sanos permitió validar de manera empírica la metodología propuesta, generando resultados relevantes y estadísticamente significativos. Durante el desarrollo del estudio, se evidenciaron patrones fisiológicos claros que reflejaron la respuesta integral de los sujetos frente a las terapias virtuales implementadas. En particular, los resultados obtenidos de la señal de conductividad galvánica de la piel (GSR) mostraron variaciones significativas tanto en la frecuencia (frec_SCR) como en la amplitud promedio (amp_SCR) de las respuestas, correlacionándose estrechamente con los estados emocionales registrados en los tests SAM. Asimismo, los datos del electrocardiograma (ECG) revelaron cambios notables en parámetros clave de la variabilidad cardíaca, como una reducción significativa de MeanRR y SDNN y un incremento considerable en la relación LF/HF durante las etapas con mayores cargas cognitivas, confirmando una activación simpática consistente con un incremento en el esfuerzo cognitivo y físico de los sujetos.

Estos hallazgos fisiológicos fueron complementados de forma relevante por los resultados de los tests SAM, los cuales reflejaron claramente cambios en las dimensiones emocionales de Dominancia, Activación y Valencia. Concretamente, los participantes reportaron una percepción reducida de control (Dominancia) en aquellas terapias más complejas y novedosas, mientras que experimentaron un aumento significativo en los niveles de Activación emocional durante estas mismas etapas. Además, la dimensión de Valencia mostró diferencias significativas entre todas las etapas experimentales, indicando variaciones en la calidad emocional percibida por los sujetos a lo largo del proceso de rehabilitación.

Estos resultados permiten concluir que existe una fuerte coherencia entre los indicadores fisiológicos y emocionales utilizados, validando así el protocolo desarrollado como una herramienta efectiva para evaluar en tiempo real el estado psicoemocional de los sujetos durante las terapias virtuales. La alta correlación observada confirma que el marco teórico propuesto es válido y robusto, estableciendo bases sólidas para la adaptación dinámica del feedback en terapias de rehabilitación basadas en plataformas robóticas. Esta validación experimental no solo consolida el enfoque metodológico utilizado, sino que también proporciona una base confiable para futuras investigaciones en poblaciones clínicas reales, garantizando su potencial aplicabilidad y efectividad en contextos terapéuticos más amplios.

Otro logro significativo de esta investigación fue el diseño, desarrollo y validación de un dispositivo electrónico innovador, de bajo coste y portátil, específicamente creado para el registro simultáneo y preciso de señales fisiológicas durante las terapias de rehabilitación virtual. Este dispositivo ha demostrado cumplir satisfactoriamente con los estándares definidos por el estado del arte en términos de precisión, eficiencia en el procesamiento y facilidad de uso. La validación experimental con sujetos sanos permitió verificar que el dispositivo es capaz de capturar con alta fidelidad tanto señales de electrocardiograma (ECG) como la respuesta galvánica de la piel (GSR), mostrando claramente definidos elementos esenciales como los complejos P, QRS y T en el ECG, y proporcionando mediciones consistentes de la GSR en condiciones de reposo.

El dispositivo incorpora el algoritmo de Pan-Tompkins para detectar complejos QRS en tiempo real, implementado sobre un microcontrolador ESP8266, logrando un procesamiento eficiente y una visualización inmediata de los resultados en pantalla. Esta capacidad de procesamiento en línea asegura la precisión y actualidad de los datos presentados al usuario durante las terapias. Además, la utilización de tecnologías de fabricación como la impresión 3D facilitó la creación de una carcasa ergonómica, compacta y ligera, que mejora considerablemente la experiencia del usuario al minimizar incomodidades durante su uso prolongado. Por otro lado, la integración de una aplicación web para almacenamiento remoto de los datos recopilados garantiza la gestión eficiente y segura de la información, permitiendo análisis posteriores más detallados y sistemáticos.

En definitiva, este dispositivo representa una herramienta tecnológica avanzada y accesible para la monitorización fisiológica continua en procesos de rehabilitación,

facilitando no solo el registro preciso y en tiempo real de señales clave, sino también ofreciendo la posibilidad de integrarse fácilmente en protocolos clínicos y entornos de investigación, respaldando así futuras aplicaciones prácticas en contextos reales de rehabilitación.

Finalmente, se elaboró un nuevo marco teórico integrado para la rehabilitación asistida por robots que destaca por su carácter holístico y adaptativo, incorporando simultáneamente elementos clave como la autonomía compartida y el control adaptativo, en combinación con un feedback fisiológico y emocional enriquecido, y la interacción activa del terapeuta. Este enfoque se fundamenta en los resultados obtenidos, que han mostrado claramente cómo la adaptación dinámica del feedback basado en el estado fisiológico y emocional del paciente mejora significativamente la eficacia y la satisfacción global durante las terapias. En concreto, la implementación práctica del marco permitió observar cómo el biofeedback fisiológico y biomecánico proporcionado en tiempo real generaba un aumento significativo en la motivación, esfuerzo y precisión en la ejecución de los ejercicios por parte de los sujetos. Esta conclusión se sustenta en el análisis de señales fisiológicas como la respuesta galvánica de la piel (GSR) y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), que revelaron mayores niveles de activación simpática, especialmente en aquellas terapias que incluían una mayor carga gráfica y un feedback más intensivo.

Además, la participación activa del terapeuta dentro del proceso de rehabilitación fue un elemento diferencial que fortaleció considerablemente la eficacia del marco propuesto. Los resultados evidencian que la supervisión directa del terapeuta permitió una mayor observabilidad del desempeño del paciente, facilitando ajustes inmediatos y personalizados en el feedback proporcionado. Esta interacción continua generó no solo mejoras cuantificables en el rendimiento físico y cognitivo de los participantes, sino también incrementos significativos en la percepción subjetiva de control y emociones positivas, tal y como reflejaron consistentemente las dimensiones de Dominancia y Valencia en los tests SAM realizados. Esta participación activa del terapeuta, por tanto, resultó esencial para reforzar la confianza y el engagement de los pacientes durante las terapias.

El análisis conjunto de los resultados fisiológicos y emocionales también confirmó la relevancia de un enfoque integrado que considera simultáneamente la interacción entre la plataforma robótica (RACA), el paciente y el terapeuta. Los datos obtenidos mostraron claramente cómo esta integración genera una sinergia efectiva, fortaleciendo tanto el proceso cognitivo como emocional del paciente. En este sentido, el enfoque multidimensional y adaptativo desarrollado facilita una rehabilitación más efectiva al no solo centrarse en la recuperación física del paciente, sino también en su experiencia emocional y cognitiva durante el proceso. La capacidad del sistema para adaptarse dinámicamente según el estado fisiológico y emocional del paciente posibilitó intervenciones más personalizadas y eficaces, estableciendo así un estándar innovador y altamente prometedor para futuras aplicaciones en rehabilitación asistida por robots.

Por último, este nuevo marco teórico proporciona una base sólida para posteriores investigaciones y aplicaciones clínicas más extensas y diversas, incluyendo la adaptación del modelo a poblaciones clínicas específicas, como pacientes con daño neurológico o musculoesquelético, y evaluando la sostenibilidad de los resultados a largo plazo. De este modo, los hallazgos obtenidos no solo validan la eficacia del enfoque propuesto en contextos experimentales controlados, sino que también abren una prometedora vía hacia la personalización y optimización futura de terapias robóticas basadas en adaptaciones continuas del feedback y la colaboración estrecha entre el paciente, terapeuta y tecnología.

Con base en los resultados y conclusiones obtenidos durante el desarrollo de esta investigación, se presenta a continuación una propuesta sólida y robusta para abordar de manera efectiva el problema identificado: determinar y gestionar dinámicamente el estado psicoemocional de los sujetos durante terapias de rehabilitación asistidas por robots, para mejorar significativamente la experiencia y los resultados terapéuticos.

7.2 Solución propuesta al problema

La investigación realizada ha demostrado claramente la relevancia de disponer de métodos integrados y adaptativos que permitan cuantificar el estado emocional y cognitivo del paciente en tiempo real durante el proceso rehabilitador. En particular, los hallazgos obtenidos respaldan fuertemente la necesidad de incorporar sistemas de biofeedback fisiológico y emocional enriquecidos y dinámicos, ajustados continuamente en función del estado interno del paciente, su percepción subjetiva y su desempeño objetivo. Asimismo, los resultados subrayan la importancia de integrar activamente la participación del terapeuta como un factor determinante para reforzar y mejorar la interacción paciente-terapia-tecnología.

Teniendo en cuenta lo anterior, la solución propuesta integra cinco componentes esenciales:

- Terapias Virtuales Adaptativas (RGS)
- Dispositivo Electrónico para Monitorización en Tiempo Real
- Sistema Integrado de Biofeedback Adaptativo
- Protocolo Estandarizado para Registro y Análisis de Señales
- Participación Activa y Supervisión del Terapeuta

7.2.1 Descripción de la Propuesta de Solución

1. Terapias Virtuales Adaptativas (RGS)

La solución plantea la implementación de un sistema de terapias virtuales adaptativas específicamente diseñado para ofrecer tareas con diversos grados de complejidad gráfica y cognitiva. Estas terapias permitirán evaluar y medir continuamente la carga cognitiva,

emocional y física del paciente mediante el registro de indicadores fisiológicos clave (GSR, SKT, ECG) y evaluaciones subjetivas (test SAM). La adaptabilidad dinámica de las terapias permitirá ofrecer retos personalizados, mejorando el engagement y la motivación, favoreciendo así la recuperación más efectiva y satisfactoria.

2. Dispositivo Electrónico para Monitorización en Tiempo Real

La propuesta incluye la implementación generalizada del dispositivo electrónico portátil desarrollado en esta investigación, especialmente diseñado para registrar y procesar en tiempo real señales fisiológicas esenciales (GSR y ECG). Este dispositivo se caracteriza por ser ergonómico, compacto, eficiente en la detección de eventos fisiológicos, y económico, lo que facilita su accesibilidad y uso extendido en contextos clínicos. La incorporación de conectividad avanzada (Bluetooth o Wi-Fi) permitirá almacenar datos en la nube para análisis posteriores más detallados, robustos y personalizados.

3. Sistema Integrado de Biofeedback Adaptativo

En esta solución, el sistema de biofeedback será capaz de integrar múltiples indicadores fisiológicos y emocionales en tiempo real. Se implementarán algoritmos específicos que, empleando técnicas estadísticas avanzadas y algoritmos adaptativos (media móvil exponencial, algoritmo de Pan-Tompkins, etc.), posibilitarán ajustes inmediatos en el tipo y cantidad de feedback ofrecido al paciente. Este sistema adaptativo permitirá una respuesta terapéutica altamente personalizada, ajustando dinámicamente las exigencias de las tareas virtuales y el tipo de información proporcionada según las necesidades y evolución específica del paciente.

4. Protocolo Estandarizado para Registro y Análisis de Señales

Como parte fundamental de esta propuesta, se recomienda seguir un protocolo riguroso y estandarizado para la monitorización, registro y análisis sistemático de señales fisiológicas y emocionales. Este protocolo incluye condiciones controladas de laboratorio, tiempos específicos para el registro basal y activo, así como procedimientos claros para almacenar y analizar los datos recopilados. Su aplicación garantiza la reproducibilidad, robustez y validez científica de los resultados, ofreciendo un marco metodológico sólido para evaluaciones futuras en diferentes poblaciones clínicas.

5. Participación Activa y Supervisión del Terapeuta

La propuesta enfatiza la inclusión continua y activa del terapeuta durante las sesiones de rehabilitación. La supervisión directa del terapeuta facilitará ajustes personalizados en tiempo real según el desempeño y estado emocional del paciente, generando una mejor percepción de control por parte del usuario y proporcionando apoyo emocional

constante. Esta interacción humana complementará eficazmente al sistema tecnológico, potenciando la eficacia del tratamiento global.

7.2.2 Integración de los Componentes en el Nuevo Marco Teórico

La integración coordinada de estos cinco componentes esenciales permite establecer un nuevo marco conceptual holístico y adaptativo para la rehabilitación asistida por robots:

- **Medición en tiempo real del estado emocional y cognitivo del paciente**, mediante terapias virtuales adaptativas y monitorización fisiológica y emocional continua.
- **Adaptación dinámica del biofeedback**, en función de la respuesta emocional, fisiológica y el desempeño del paciente.
- **Supervisión y participación activa del terapeuta**, actuando en sinergia con el sistema adaptativo para reforzar la motivación, apoyo emocional y efectividad de las intervenciones.

La siguiente figura presenta gráficamente la propuesta de solución integral descrita:

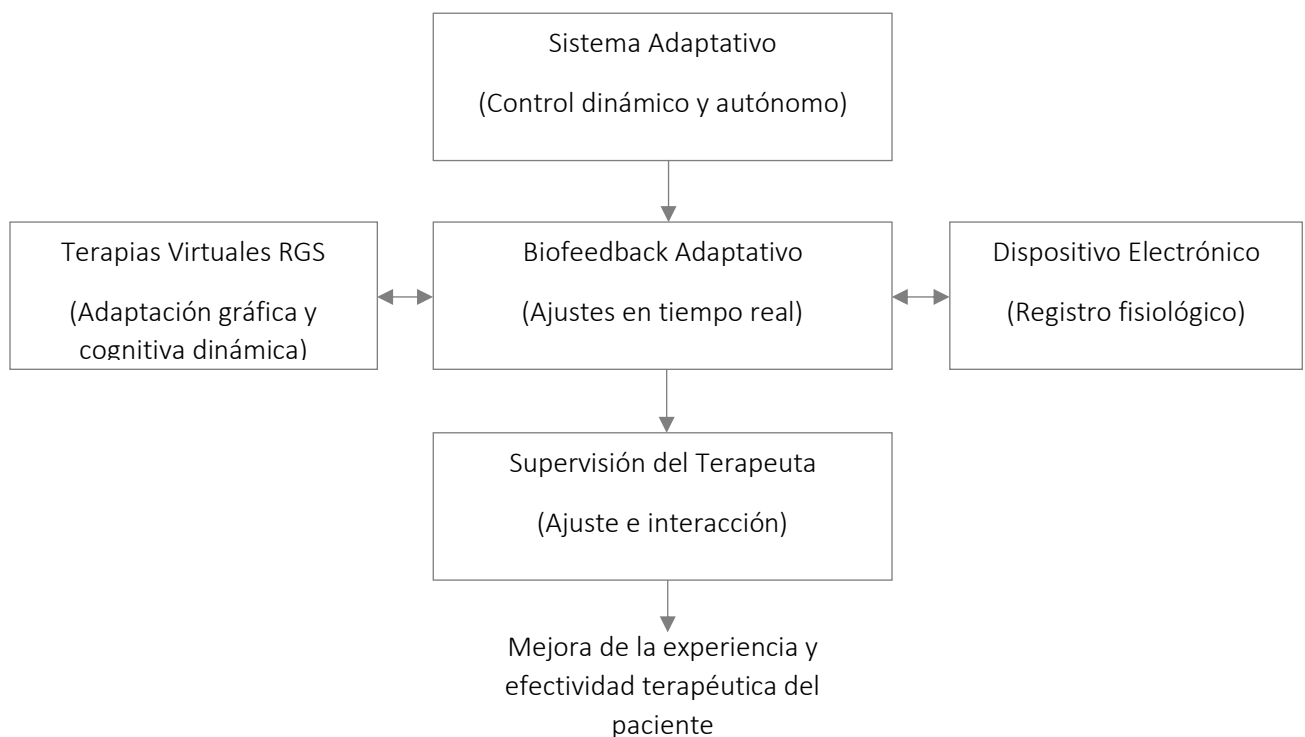


Figura 75 Propuesta de solución de integración de la investigación de la Tesis

Figura 76 Propuesta de solución de integración de la investigación de la Tesis

7.2.3 Implicaciones futuras y proyección

Para aplicar esta solución propuesta de manera efectiva, se recomienda la realización de estudios clínicos más extensos que involucren diversas patologías y poblaciones clínicas específicas (por ejemplo, pacientes neurológicos, musculoesqueléticos, postquirúrgicos, entre otros). La aplicación práctica y continua retroalimentación permitirán optimizar y perfeccionar los algoritmos adaptativos, los dispositivos de monitorización y las terapias virtuales, logrando una implementación cada vez más eficiente y precisa en contextos reales.

Después de siete años de dedicación en este campo, realizando estudios, revisando literatura científica y trabajando estrechamente con pacientes y terapeutas, considero que la clave para abordar eficazmente el desafío de determinar y gestionar dinámicamente el estado psicoemocional de los pacientes durante terapias de rehabilitación reside en la integración adecuada entre tecnología y factor humano. A lo largo de esta investigación he podido comprobar personalmente que una rehabilitación efectiva va más allá del simple ejercicio físico, involucrando activamente componentes emocionales y cognitivos que son cruciales para el éxito final de la terapia.

Con base en todo lo aprendido durante estos años, propongo como solución integral un modelo adaptativo que combine terapias virtuales personalizadas, mediciones fisiológicas continuas y participación activa del terapeuta. En primer lugar, considero esencial continuar desarrollando terapias virtuales que puedan adaptarse dinámicamente a las capacidades y necesidades de cada paciente. Al incorporar estímulos gráficos cuidadosamente diseñados y ajustables, podemos medir con precisión su carga cognitiva y emocional, manteniendo en todo momento un equilibrio entre desafío y capacidad, lo cual resulta fundamental para el engagement y motivación del paciente.

Durante este proceso de investigación he descubierto la importancia crítica de contar con herramientas tecnológicas fiables y accesibles que permitan registrar señales fisiológicas en tiempo real, para interpretar el estado emocional y físico del paciente. La creación y validación del dispositivo electrónico portátil ha supuesto personalmente un paso muy significativo en mi carrera, pues me ha permitido comprender cómo el desarrollo tecnológico de bajo coste y fácil acceso puede marcar realmente una diferencia en contextos clínicos. Esta experiencia me ha enseñado que, si queremos que la innovación tecnológica en rehabilitación sea eficaz, esta debe estar siempre orientada hacia la sencillez, la comodidad y la accesibilidad del paciente y del terapeuta.

Además, otro aspecto crucial que he podido confirmar durante mi trabajo de campo es la importancia determinante que tiene la interacción humana en la rehabilitación. La presencia y participación activa del terapeuta resultó ser una pieza fundamental en el modelo que propongo. Esto no solo ofrece seguridad y confianza al paciente, sino que también permite ajustes inmediatos en función de la observación directa del desempeño

y estado emocional de cada individuo. De este modo, el terapeuta se convierte en un actor clave, complementando eficazmente las adaptaciones automáticas propuestas por el sistema tecnológico.

Después de todos estos años, he llegado a la convicción de que la mejor solución es aquella que integra tecnología y factor humano en una colaboración continua. El modelo propuesto, que incorpora elementos de autonomía compartida y control adaptativo, es fruto de esa convicción personal y profesional, y creo firmemente que establece un camino innovador y prometedor hacia una rehabilitación más humana y efectiva.

Desde mi punto de vista, el futuro de la rehabilitación asistida por robots radica precisamente en encontrar este equilibrio dinámico entre las capacidades adaptativas de la tecnología y la sensibilidad del acompañamiento humano. Estoy convencido de que la aplicación de este modelo en contextos clínicos reales ofrecerá beneficios significativos, tanto en resultados terapéuticos como en la satisfacción personal del paciente, facilitando procesos de rehabilitación más eficaces, empáticos y adaptados a las necesidades particulares de cada persona.

Capítulo 8. Referencias

1. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17(3), 354–381.
2. M. van Velzen, C. A. M. van Bennekom, M. J. A. Edelaar, J. K. Sluiter & M. H. W. Frings-Dresen (2009) How many people return to work after acquired brain injury? : A systematic review, *Brain Injury*, 23:6, 473-488.
3. Hubbard, I. J., Parsons, M. W., Neilson, C., & Carey, L. M. (2009). Task-specific training: evidence for and translation to clinical practice. *Occupational therapy international*, 16(3-4), 175-189.
4. Harris, J. E., & Eng, J. J. (2010). Strength training improves upper-limb function in individuals with stroke: a meta-analysis. *Stroke*, 41(1), 136-140.
5. Hatem A. Emara, Tarek M. El-gohary, Bruininks- Oseretsky Test Showed Strong Correlation Between Upper Limb Speed Dexterity and Upper Limb Coordination, *International Journal of Neurologic Physical Therapy*. Vol. 3, No. 2, 2017, pp. 5-10
6. Bonan, I. V., Marquer, A., Eskiizmirli, S., Yelnik, A. P., & Vidal, P. P. (2013). Sensory reweighting in controls and stroke patients. *Clinical Neurophysiology*, 124(4), 713-722.
7. Price, C. L. (2001). Tracks as emergent structures: A network analysis of student differentiation in a high school. University of Hawai'i at Manoa.
8. Sharma, N., Pomeroy, V. M., & Baron, J. C. (2006). Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke?. *Stroke*, 37(7), 1941-1952.
9. Turner-Stokes, L., & MacWalter, R. (2005). Use of antidepressant medication following acquired brain injury: concise guidance. *Clinical medicine*, 5(3), 268.
10. Mumford, N., & Wilson, P. H. (2009). Virtual reality in acquired brain injury upper limb rehabilitation: Evidence-based evaluation of clinical research. *Brain Injury*, 23(3), 179-191.
11. Rizzo, A., Pair, J., Graap, K., Manson, B., McNerney, P. J., Wiederhold, B., ... & Spira, J. (2006). A virtual reality exposure therapy application for Iraq War military personnel with post traumatic stress disorder: From training to toy to treatment. *NATO Security through Science Series E Human and Societal Dynamics*, 6, 235.
12. Kizony, R., Weiss, P. L. T., Shahar, M., & Rand, D. (2006). TheraGame: A home based virtual reality rehabilitation system. *International Journal on Disability and Human Development*, 5(3), 265-270.
13. Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., & Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 380-394.
14. Riener, R., Nef, T., & Colombo, G. (2005). Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and biological engineering and computing*, 43(1), 2-10.
15. Riener, R., Nef, T., & Colombo, G. (2005). Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and biological engineering and computing*, 43(1), 2-10

16. Lum, P. S., Reinkensmeyer, D. J., & Lehman, S. L. (1993). Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1(3), 185-191.
17. Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C., & Bardeleben, A. (2003). Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current opinion in neurology*, 16(6), 705-710.
18. Van der Linde, R. Q., Lammertse, P., Frederiksen, E., & Ruiter, B. (2002, July). The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. In *Proc. Eurohaptics* (pp. 1-5). Edinburgh University.
19. Buch, A. N., Coote, J. H., & Townend, J. N. (2002). Mortality, cardiac vagal control and physical training—what's the link?. *Experimental physiology*, 87(4), 423-435.
20. Ebly, E. M., Hogan, D. B., & Parhad, I. M. (1995). Cognitive impairment in the nondemented elderly: results from the Canadian Study of Health and Aging. *Archives of neurology*, 52(6), 612-619.
21. Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 6(1), 75-87.
22. Krebs, H. I., Volpe, B. T., Aisen, M. L., & Hogan, N. (2000). Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(6), 639-652.
23. Fasoli, S. E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., & Hogan, N. (2003). Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(4), 477-482.
24. Krakauer, J. W. (2006). Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current opinion in neurology*, 19(1), 84-90.
25. Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., & Van der Loos, M. (2002). Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7), 952-959.
26. Seymour, J. W. (2015). Resilience-enhancing factors in play therapy. In D. A. Crenshaw, R. Brooks, & S. Goldstein (Eds.), *Play therapy interventions to enhance resilience* (pp. 32–50). The Guilford Press.
27. Laver, K. E., Lange, B., George, S., Deutsch, J. E., Saposnik, G., & Crotty, M. (2017). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews*, (11).
28. Ko, S. H., Hur, K. Y., Rhee, S. Y., Kim, N. H., Moon, M. K., Park, S. O., ... & Kim, J. H. (2017). Antihyperglycemic agent therapy for adult patients with type 2 diabetes mellitus 2017: a position statement of the Korean Diabetes Association. *Diabetes & metabolism journal*, 41(5), 337-348.
29. Crea, S., Nann, M., Trigili, E., Cordella, F., Baldoni, A., Badesa, F. J., ... & Soekadar, S. R. (2018). Feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living. *Scientific reports*, 8(1), 1-9.
30. Cameirão, M. S., Bermúdez i Badia, S., & Verschure, P. F. (2008). Virtual reality based upper extremity rehabilitation following stroke: a review. *Journal of CyberTherapy & Rehabilitation*, 1(1), 63-74.
31. Marlow, R., Binnewies, M., Sorensen, L. K., Monica, S. D., Strickland, P., Forsberg, E. C., ... & Hinck, L. (2010). Vascular Robo4 restricts proangiogenic VEGF signaling

- in breast. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(23), 10520-10525.
32. Cameirao, M. S., Bermúdez i Badia, S., Duarte Oller, E., & Verschure, P. F. (2009). The rehabilitation gaming system: a review. *Advanced Technologies in Rehabilitation*, 65-83.
 33. Tagliamonte, N. L., Sergi, F., Carpino, G., Accoto, D., & Guglielmelli, E. (2010, October). Design of a variable impedance differential actuator for wearable robotics applications. In *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 2639-2644). IEEE.
 34. Wille, D., Eng, K., Holper, L., Chevrier, E., Hauser, Y., Kiper, D., ... & Meyer-Heim, A. (2009). Virtual reality-based paediatric interactive therapy system (PITS) for improvement of arm and hand function in children with motor impairment—a pilot study. *Developmental neurorehabilitation*, 12(1), 44-52.
 35. Kim, C. J., Park, S., Won, M. J., Whang, M., & Lee, E. C. (2013). Autonomic nervous system responses can reveal visual fatigue induced by 3D displays. *Sensors*, 13(10), 13054-13062.
 36. Fraile, J. C., Pérez-Turiel, J., Viñas, P., Alonso, R., Cuadrado, A., Ayuso, L., ... & Franco-Martin, M. (2016). Control of the E2REBOT Platform for Upper Limb Rehabilitation in Patients with Neuromotor Impairment. In *Robot 2015: Second Iberian Robotics Conference* (pp. 303-314). Springer, Cham.
 37. Cardellini, V., Presti, F. L., Nardelli, M., & Russo, G. R. (2018). Decentralized self-adaptation for elastic data stream processing. *Future Generation Computer Systems*, 87, 171-185.
 38. Coombes, S. A., Cauraugh, J. H., & Janelle, C. M. (2006). Emotion and movement: activation of defensive circuitry alters the magnitude of a sustained muscle contraction. *Neuroscience letters*, 396(3), 192-196.
 39. Min, Y. K., Chung, S. C., & Min, B. C. (2005). Physiological evaluation on emotional change induced by imagination. *Applied psychophysiology and biofeedback*, 30(2), 137-150.
 40. Lee, E. C., Heo, H., & Park, K. R. (2010). The comparative measurements of eyestrain caused by 2D and 3D displays. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 56(3), 1677-1683.
 41. Choi, J. S., Oh, H. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Choi, M. H., Lee, S. J., ... & Tack, G. R. (2011). Comparison of gait and cognitive function among the elderly with Alzheimer's disease, mild cognitive impairment and healthy. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 12(1), 169-173.
 42. Li, L., & Chen, J. H. (2006, November). Emotion recognition using physiological signals. In *International conference on artificial reality and telexistence* (pp. 437-446). Springer, Berlin, Heidelberg.
 43. Parri, A., Yuan, K., Marconi, D., Yan, T., Crea, S., Munih, M., ... & Wang, Q. (2017). Real-time hybrid locomotion mode recognition for lower limb wearable robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(6), 2480-2491.
 44. CONCHELL J.C, CALPE J. Design, Development, and Evaluation of a System to Obtain Electrodermal Activity. Analog Device, 2018, Technical Article.
 45. DOMEN Novak , et al. , Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 19 (2011) 400–410 .

46. RODRIGUEZ-GUERRERO, Carlos, et al., Using “human state aware” robots to enhance physical human–robot interaction in a cooperative scenario, *Comput Methods Programs Biomed* 112 (2) (2013) 250–259 .
47. WU, Wanqing, et al. Quantitative assessment for self-tracking of acute stress based on triangulation principle in a wearable sensor system. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2018, vol. 23, no 2, p. 703-713.
48. KUTT, Krzysztof, et al. Towards the development of sensor platform for processing physiological data from wearable sensors. En *International Conference on Artificial Intelligence and Soft Computing*. Springer, Cham, 2018. p. 168-178.
49. ROSA, Bruno MG; YANG, Guang Z. A flexible wearable device for measurement of cardiac, electrodermal, and motion parameters in mental healthcare applications. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2019, vol. 23, no 6, p. 2276-2285.
50. CRIFACI, Giulia, et al. ECG and GSR measure and analysis using wearable systems: Application in anorexia nervosa adolescents. En *2013 8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA)*. IEEE, 2013. p. 499-504.
51. ORETO, Giuseppe, et al. Doubts of the cardiologist regarding an electrocardiogram presenting QRS V1-V2 complexes with positive terminal wave and ST segment elevation. *Consensus Conference promoted by the Italian Cardiology Society. Giornale italiano di cardiologia* (2006), 2010, vol. 11, no 11 Suppl 2, p. 3S-22S.
52. ERTIN, Emre, et al. AutoSense: unobtrusively wearable sensor suite for inferring the onset, causality, and consequences of stress in the field. En *Proceedings of the 9th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*. 2011. p. 274-287.
53. MAHMUD, MD Shaad; WANG, Honggang. Wearable Biosensor Ring. U.S. Patent Application No 16/294,636, 3 Oct. 2019.
54. MCCARTHY, Cameron, et al. Validation of the Empatica E4 wristband. En *2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC)*. IEEE, 2016. p. 1-4.
55. NAZARI, Goris, et al. Psychometric properties of the Zephyr bioharness device: a systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2018, vol. 10, no 1, p. 6.
56. DRZAZGA, Jakub Bogdan. Design of a telemedical vest for sleep disorder diagnosis-a preliminary analysis. *Image Processing & Communications*, 2018, vol. 23, no 1, p. 27-37.
57. DA SILVA, Hugo Plácido, et al. BITalino: A novel hardware framework for physiological computing. En *PhyCS*. 2014. p. 246-253.
58. MAJUMDER, Sumit; MONDAL, Tapas; DEEN, M. Jamal. Wearable sensors for remote health monitoring. *Sensors*, 2017, vol. 17, no 1, p. 130.
59. COGHLAN, Nial, et al. *AffectTech-an affect-aware interactive AV Artwork*. ISEA 2009, 2009. MLA
60. Losey, D. P., McDonald, C. G., Battaglia, E., & O'Malley, M. K. (2018). A review of intent detection, arbitration, and communication aspects of shared control for physical human–robot interaction. *Applied Mechanics Reviews*, 70(1).

61. Agarwal, P., & Deshpande, A. D. (2019). A framework for adaptation of training task, assistance and feedback for optimizing motor (re)-learning with a robotic exoskeleton. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4(2), 808-815.
62. Hubbard IJ, Parsons MW, Neilson C, Carey LM. Task-specific training: evidence for and translation to clinical practice. *Occup Ther Int* 2009; 16: 175-89
63. Harris JE, Eng JJ. Strength training improves upper-limb function in individuals with stroke: a meta-analysis. *Stroke* 2010; 41: 136-40.
64. Bonan IV, Marquer A, Eskiizmirli S, Yelnik AP, Vidal PP. Sensory reweighting in controls and stroke patients. *Clin Neurophysiol* 2013; 124: 713-22.
65. Mehrholz J, Hadrich A, Platz T, Kugler J, Pohl M. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2012; 6: CD006876.
66. IEC 80601-2-78:2019, Medical electrical equipment — Part 2-78.
67. WHO global model regulatory framework for medical devices including in vitro diagnostic medical devices. Geneva: World Health Organization; 2017. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
68. Principles of medical devices classification. Global Harmonization Task Force; 2012.
(<http://www.imdrf.org/docs/ghtf/final/sg1/technical-docs/ghtf-sg1-n77-2012-principles-medical-devices-classification-121102.pdf>).
69. Reglamento 745 del Parlamento Europeo y del Consejo, sobre los productos sanitarios; Unión Europea; 2017
(<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/ES/TXT/?uri=celex%3A32017R0745>).
70. Playbook for implementation of medical device regulatory frameworks. Asian Harmonization Working Party; 2014.
(http://www.ahwp.info/sites/default/files/ahwpfiles/4_Technical_Committee/AHWP%20Playbook%20for%20Implementation%20of%20MD%20Reg%20Framework.pdf).
71. Zhang M., Davies T.C., Xie S. (2013). Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation—a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 30.
72. Cooper R.A., Dicianno B.E., Brewer B., LoPresti E., Ding D., Simpson R. et al. (2008). A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation. *Medical Engineering & Physics*, 30, 1387-1398.
73. Krebs H.I., Volpe B.T. (2013). Rehabilitation robotics. *Handbook of Clinical Neurology, Neurological Rehabilitation*, Vol. 110 (3rd series). Barnes MP, Good DC, editors.
74. Chang W.H., Kim Y.H. (2013). Robot-assisted therapy in stroke rehabilitation. *Journal of Stroke*, 15(3), 174-181.
75. Mazzoleni S., Turchetti G., Palla I., Posteraro F., Dario P. (2014). Acceptability of robotic technology in neuro-rehabilitation: preliminary results on chronic stroke patients. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(2), 116-122.
76. Marchal-Crespo L., Reinkensmeyer D.J. (2009). Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 6, 20.

77. Díaz I., Gil J.J., Sánchez E. (2011). Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. *Journal of Robotics*, Article ID 759764.
78. Mayr A., Kofler M., Quirbach E., Matzak H., Fröhlich K., Saltuari L. (2007). Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21, 307-314.
79. Duncan P., Studenski S., Richards L., Gollub S., Lai S.M., Reker D. et al. (2003). Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke. *Stroke*, 34, 2173-2180.
80. Gebruers N., Vanroy C., Truijen S., Engelborghs S., De Deyn P.P. (2010). Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91, 288-297.
81. Kluding P., Gajewski B. (2009). Lower-extremity strength differences predict activity limitations in people with chronic stroke. *Physical Therapy*, 89, 73-81.
82. Ivey F.M., Hafer-Macko C.E., Macko R.F. (2008). Exercise training for cardio-metabolic adaptation after stroke. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 28, 2-11.
83. International Electrotechnical Commission (IEC). (2015). Medical electrical equipment – Part 2-78: Particular requirements for the basic safety and essential performance of robotic medical electrically operated transport equipment (IEC 80601-2-78). IEC.
84. International Organization for Standardization (ISO). (2014). Robots and robotic devices – Safety requirements for personal care robots (ISO 13482:2014). ISO.
85. International Electrotechnical Commission (IEC). (2017). Medical electrical equipment – Part 4-1: Guidance and interpretation – Medical electrical equipment and medical electrical systems employing a degree of autonomy (IEC TR 60601-4-1:2017). IEC.
86. International Organization for Standardization (ISO). (2012). Robots and robotic devices – Vocabulary (ISO 8373:2012). ISO.
87. International Organization for Standardization (ISO). (2016). Assistive products for persons with disability – Classification and terminology (ISO 9999:2016). ISO.
88. International Organization for Standardization (ISO). (2006). Hoists for the transfer of disabled persons – Requirements and test methods (ISO 10535:2006). ISO.
89. International Electrotechnical Commission (IEC). (2007). Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests (IEC 60601-1-2:2007). IEC.
90. International Electrotechnical Commission (IEC). (2012). Environmental aspects – Inclusion of environmental aspects in electrotechnical product standards (IEC Guide 109:2012). IEC.
91. International Organization for Standardization (ISO). (n.d.). Wheelchairs – Series of standards for safety and performance requirements (ISO 7176 series). ISO.
92. International Electrotechnical Commission (IEC). (n.d.). Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential

- performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis (IEC 60601-2-33). IEC.
93. International Organization for Standardization (ISO). (2011). Robots and robotic devices – Safety requirements for industrial robots – Part 1: Robots (ISO 10218-1:2011). ISO.
 94. International Electrotechnical Commission (IEC). (2007 & 2013). Medical electrical equipment – Part 1-9: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for environmentally conscious design (IEC 60601-1-9:2007 + AMD1:2013). IEC.
 95. International Electrotechnical Commission (IEC). (2012). Maritime navigation and radiocommunication equipment and systems – Integrated navigation systems – Part 2: Modular structure for INS – Operational and performance requirements, methods of testing and required test results (IEC 61924-2:2012). IEC.
 96. International Electrotechnical Commission (IEC). (2016). Medical devices – Application of usability engineering to medical devices – Part 2: Guidance on the application of usability engineering to medical devices (IEC TR 62366-2:2016). IEC.
 97. De la Salud, A. M. (1996). Estrategia mundial OMS de salud ocupacional para todos (No. WHA49. 12). Organización Mundial de la Salud.
 98. Van Velzen, J. M., Van Bennekom, C. A. M., Edelaar, M. J. A., Sluiter, J. K., & Frings-Dresen, M. H. (2009). How many people return to work after acquired brain injury?: a systematic review. *Brain Injury*, 23(6), 473-488.
 99. Turner-Stokes, L. (2005). The national service framework for long term conditions: a novel approach for a “new style” NSF. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76(7), 901-902.
 100. Mumford, N., & Wilson, P. H. (2009). Virtual reality in acquired brain injury upper limb rehabilitation: evidence-based evaluation of clinical research. *Brain Injury*, 23(3), 179-191.
 101. Parasuraman, R., & Rizzo, M. (Eds.). (2006). *Neuroergonomics: The brain at work*. Oxford University Press.
 102. Kizony, R., Weiss, P. L., Shahar, M., & Rand, D. (2006). TheraGame: A home based virtual reality rehabilitation system. *International Journal on Disability and Human Development*, 5(3), 265-270.
 103. Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., & Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 380-394.
 104. Riener, R., Nef, T., & Colombo, G. (2005). Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43, 2-10.
 105. Wirz, M., Zemon, D. H., Rupp, R., Scheel, A., Colombo, G., Dietz, V., & Hornby, T. G. (2005). Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 672-680.

106. Lum, P. S., Reinkensmeyer, D. J., & Lehman, S. L. (1993). Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1(3), 185-191.
107. Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C., & Bardeleben, A. (2003). Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current Opinion in Neurology*, 16(6), 705-710.
108. Van der Linde, R. Q., Lammertse, P., Frederiksen, E., & Ruiters, B. (2002, July). The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. In *Proc. Eurohaptics* (pp. 1-5). Edinburgh, UK: Edinburgh University.
109. Gladwell, V. F., & Coote, J. H. (2002). Heart rate at the onset of muscle contraction and during passive muscle stretch in humans: a role for mechanoreceptors. *The Journal of Physiology*, 540(3), 1095-1102.
110. Clancy, E. A., & Hogan, N. (1995). Multiple site electromyograph amplitude estimation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(2), 203-211.
111. Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1), 75-87.
112. SEAHAK et al. NPI
113. Pignolo, L. (2009). Robotics in neuro-rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12), 955-960.
114. Krebs, H. I., Volpe, B. T., Aisen, M. L., & Hogan, N. (2000). Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6), 639-652.
115. Fasoli, S. E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., & Hogan, N. (2003). Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 477-482.
116. Krakauer, J. W., & Shadmehr, R. (2006). Consolidation of motor memory. *Trends in Neurosciences*, 29(1), 58-64.
117. Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., & Van der Loos, M. (2002). Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 952-959.
118. Keim, R. F., Chambers, J. L., Hughes, M. S., Nyman, J. A., Miller, C. A., Amos, B. J., ... & Shaffer, G. P. (2006). Ecological consequences of changing hydrological conditions in wetland forests of coastal Louisiana. In *Coastal Environment and Water Quality* (pp. 383-396).
119. Laver, K., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., & Crotty, M. (2015). Virtual reality for stroke rehabilitation: an abridged version of a Cochrane review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 51(4), 497-506.
120. Choi, I., Kim, M. H., Gutierrez, D., Jeon, D. S., & Nam, G. (2017). High-quality hyperspectral reconstruction using a spectral prior (No. ART-2017-104309).
121. Lledó, L. D., Díez, J. A., Bertomeu-Motos, A., Ezquerro, S., Badesa, F. J., Sabater-Navarro, J. M., & García-Aracil, N. (2016). A comparative analysis of 2D and 3D tasks for virtual reality therapies based on robotic-assisted neurorehabilitation for post-stroke patients. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 8, 205.

122. Cameirão, M. S., Bermúdez i Badia, S., & Verschure, P. F. (2008). Virtual reality based upper extremity rehabilitation following stroke: a review. *Journal of CyberTherapy & Rehabilitation*, 1(1), 63-74.
123. Cameirão, M. S., Badia, S. B. I., Oller, E. D., & Verschure, P. F. (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7, 1-14.
124. Sinner, M. F., Reinhard, W., Müller, M., Beckmann, B. M., Martens, E., Perz, S., ... & Kääh, S. (2010). Association of early repolarization pattern on ECG with risk of cardiac and all-cause mortality: a population-based prospective cohort study (MONICA/KORA). *PLoS Medicine*, 7(7), e1000314.
125. Chávez-Ramírez, A. U., Muñoz-Guerrero, R., Durón-Torres, S. M., Ferraro, M., Brunaccini, G., Sergi, F., ... & Arriaga, L. G. (2010). High power fuel cell simulator based on artificial neural network. *International Journal of Hydrogen Energy*, 35(21), 12125-12133.
126. Wille, D., Eng, K., Holper, L., Chevrier, E., Hauser, Y., Kiper, D., ... & Meyer-Heim, A. (2009). Virtual reality-based paediatric interactive therapy system (PITS) for improvement of arm and hand function in children with motor impairment — a pilot study. *Developmental Neurorehabilitation*, 12(1), 44-52.
127. Kim, S., Kim, S. J., Kim, K. M., Lee, S. R., Chang, M., Cho, E., ... & Yoo, I. K. (2013). Physical electro-thermal model of resistive switching in bi-layered resistance-change memory. *Scientific Reports*, 3(1), 1680.
128. Santos, L., González, J. L., Turiel, J. P., Fraile, J. C., & de la Fuente, E. (2015). Guante de datos sensorizado para uso en cirugía laparoscópica asistida por la mano (HALS). *Jornadas de Automática*, Bilbao, Spain, 2-4.
129. Nardelli, S., Gioia, S., Ridola, L., Farcomeni, A., Merli, M., & Riggio, O. (2019). Proton pump inhibitors are associated with minimal and overt hepatic encephalopathy and increased mortality in patients with cirrhosis. *Hepatology*, 70(2), 640-649.
130. Coombes, S. A., Cauraugh, J. H., & Janelle, C. M. (2006). Emotion and movement: activation of defensive circuitry alters the magnitude of a sustained muscle contraction. *Neuroscience Letters*, 396(3), 192-196.
131. Min, Y. K., Yamamoto, T., Kohda, E., Ito, T., & Hamaguchi, H. O. (2005). 1064 nm near-infrared multichannel Raman spectroscopy of fresh human lung tissues. *Journal of Raman Spectroscopy*, 36(1), 73-76.
132. Le Novere, N., Bornstein, B., Broicher, A., Courtot, M., Donizelli, M., Dharuri, H., ... & Hucka, M. (2006). BioModels Database: a free, centralized database of curated, published, quantitative kinetic models of biochemical and cellular systems. *Nucleic Acids Research*, 34(suppl_1), D689-D691.
133. Heo, H., Lim, K. Y., & Kim, Y. (2010). Exploratory study on the patterns of online interaction and knowledge co-construction in project-based learning. *Computers & Education*, 55(3), 1383-1392.
134. Kim, M. S., & Chung, S. C. (2005). A systematic approach to design high-performance feed drive systems. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 45(12-13), 1421-1435.

135. Parri, A., Yuan, K., Marconi, D., Yan, T., Crea, S., Munih, M., ... & Wang, Q. (2017). Real-time hybrid locomotion mode recognition for lower limb wearable robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(6), 2480-2491.
136. Scotto di Luzio, F., Simonetti, D., Cordella, F., Miccinilli, S., Sterzi, S., Draicchio, F., & Zollo, L. (2018). Bio-cooperative approach for the human-in-the-loop control of an end-effector rehabilitation robot. *Frontiers in Neurorobotics*, 12, 67.
137. Taneja, A., Vishal, S. B., Mahesh, V., & Geethanjali, B. (2017, March). Virtual reality based neuro-rehabilitation for mental stress reduction. In *2017 Fourth International Conference on Signal Processing, Communication and Networking (ICSCN)* (pp. 1-5). IEEE.
138. Thakor, N. V. (2006). IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(1), 1-4.
139. Lamercy, O. L. I. V. I. E. R. (2009). Robot-assisted rehabilitation of forearm and hand function after stroke.
140. Veerbeek, J. M., Langbroek-Amersfoort, A. C., Van Wegen, E. E., Meskers, C. G., & Kwakkel, G. (2017). Effects of robot-assisted therapy for the upper limb after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(2), 107-121.
141. Bhat, N., Eranna, U., Mahendra, B. M., Sonali, S., Kulkarni, A., & Rai, V. (2018). Analytics Based on Video Object Tracking for Surveillance. In *Progress in Computing, Analytics and Networking: Proceedings of ICCAN 2017* (pp. 273-283). Springer Singapore.
142. Pei, W., Dibeklioglu, H., Baltrušaitis, T., & Tax, D. M. (2019). Attended end-to-end architecture for age estimation from facial expression videos. *IEEE Transactions on Image Processing*, 29, 1972-1984.
143. Zimmermann-Schlatter, A., Schuster, C., Puhan, M. A., Siekierka, E., & Steurer, J. (2008). Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 5, 1-10.
144. Ferraz, R. B., Gualano, B., Rodrigues, R., Kurimori, C. O., Fuller, R., Lima, F. R., ... & Roschel, H. (2018). Benefits of resistance training with blood flow restriction in knee osteoarthritis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(5), 897-905.
145. Hesse, S., Werner, C., Pohl, M., Rueckriem, S., Mehrholz, J., & Lingnau, M. L. (2005). Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: a single-blinded randomized trial in two centers. *Stroke*, 36(9), 1960-1966.
146. Hoonhorst, M. H., Nijland, R. H., Van Den Berg, J. S., Emmelot, C. H., Kollen, B. J., & Kwakkel, G. (2015). How do Fugl-Meyer arm motor scores relate to dexterity according to the action research arm test at 6 months poststroke?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(10), 1845-1849.
147. Rose, D. K., & Winstein, C. J. (2013). Temporal coupling is more robust than spatial coupling: an investigation of interlimb coordination after stroke. *Journal of Motor Behavior*, 45(4), 313-324.

148. Bohannon, R. W., Bubela, D. J., Magasi, S. R., Wang, Y. C., & Gershon, R. C. (2010). Sit-to-stand test: performance and determinants across the age-span. *Isokinetics and Exercise Science*, 18(4), 235-240.
149. Shoenfeld, Y., Blank, M., Abu-Shakra, M., Amital, H., Barzilai, O., Berkun, Y., ... & Gershwin, M. E. (2008). The mosaic of autoimmunity: prediction, autoantibodies, and therapy in autoimmune diseases--2008. *The Israel Medical Association Journal*, 10(1), 13.
150. Kittur, K., Dombrowski, K., Salomon, K., Glover, J., Roy, L., Lund, T., ... & Patel, A. (2025). Leveraging Artificial Intelligence to Reduce Neuroscience ICU Length of Stay. *Journal of Healthcare Management*, 70(2), 126-136.
151. Fehlings, M. G., Wilson, J. R., Kopjar, B., Yoon, S. T., Arnold, P. M., Massicotte, E. M., ... & Gokaslan, Z. L. (2013). Efficacy and safety of surgical decompression in patients with cervical spondylotic myelopathy: results of the AOSpine North America prospective multi-center study. *JBJS*, 95(18), 1651-1658.
152. 111. Uniken Venema, S. M., Marini, S., Lena, U. K., Morotti, A., Jessel, M., Moomaw, C. J., ... & Rosand, J. (2019). Impact of cerebral small vessel disease on functional recovery after intracerebral hemorrhage. *Stroke*, 50(10), 2722-2728.
153. 112. Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715-728.
154. 113. Bastide, M. F., Meissner, W. G., Picconi, B., Fasano, S., Fernagut, P. O., Feyder, M., ... & Bézard, E. (2015). Pathophysiology of L-dopa-induced motor and non-motor complications in Parkinson's disease. *Progress in Neurobiology*, 132, 96-168.
155. 114. Gorisse, G., Christmann, O., Houzangbe, S., & Richir, S. (2019). From robot to virtual doppelganger: Impact of visual fidelity of avatars controlled in third-person perspective on embodiment and behavior in immersive virtual environments. *Frontiers in Robotics and AI*, 6, 8.
156. 115. Csikszentmihalyi, M. (1988). The flow experience and its significance for human psychology. Optimal experience: Psychological studies of flow in consciousness, 2, 15-35.
157. 116. Dekker, A., & Champion, E. (2007). Please biofeed the zombies: enhancing the gameplay and display of a horror game using biofeedback. In *DiGRA'07-Proceedings of the 2007 DiGRA International Conference: Situated Play* (pp. 550-558).
158. 117. Gilleade, K. M., Dix, A., & Allanson, J. (2005, January). Affective videogames and modes of affective gaming: assist me, challenge me, emote me. In *Proceedings of DiGRA 2005 Conference: Changing Views: Worlds in Play*.
159. 118. Hernández-Nariño, A., Delgado-Landa, A., Marqués-León, M., Nogueira-Rivera, D., Medina-León, A., & Negrín-Sosa, E. (2016). Generalización de la gestión por procesos como plataforma de trabajo de apoyo a la mejora de organizaciones de salud. *Revista Gerencia y Políticas de Salud*, 15(31), 66-87.
160. 119. Kosmyna, N., & Maes, P. (2019). AttentivU: an EEG-based closed-loop biofeedback system for real-time monitoring and improvement of engagement for personalized learning. *Sensors*, 19(23), 5200.

161. 120. Harrison, J. S., & Freeman, R. E. (1999). Stakeholders, social responsibility, and performance: Empirical evidence and theoretical perspectives. *Academy of Management Journal*, 42(5), 479-485.
162. 121. Kamzanova, A. T., Matthews, G., Kustubayeva, A. M., & Jakupov, S. M. (2011). EEG indices to time-on-task effects and to a workload manipulation (cueing). *World Academy of Science, Engineering and Technology*, 80, 19-22.
163. 122. Sinatra, G. M., Heddy, B. C., & Lombardi, D. (2015). The challenges of defining and measuring student engagement in science. *Educational Psychologist*, 50(1), 1-13.
164. 123. Jennett, C., Cox, A. L., Cairns, P., Dhoparee, S., Epps, A., Tijs, T., & Walton, A. (2008). Measuring and defining the experience of immersion in games. *International Journal of Human-Computer Studies*, 66(9), 641-661.
165. 124. Hookham, G., Nesbitt, K., & Kay-Lambkin, F. (2016, February). Comparing usability and engagement between a serious game and a traditional online program. In *Proceedings of the Australasian Computer Science Week Multiconference* (pp. 1-10)
166. 125. Witmer, B. G., & Singer, M. J. (1998). Measuring presence in virtual environments: A presence questionnaire. *Presence*, 7(3), 225-240.
167. 126. Wiebe, E. N., Lamb, A., Hardy, M., & Sharek, D. (2014). Measuring engagement in video game-based environments: Investigation of the User Engagement Scale. *Computers in Human Behavior*, 32, 123-132.
168. 127. Deterding, S., Sicart, M., Nacke, L., O'hara, K., & Dixon, D. (2011). Gamification. using game-design elements in non-gaming contexts. In *CHI'11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems* (pp. 2425-2428).
169. 128. Raca, M., & Dillenbourg, P. (2013, April). System for assessing classroom attention. In *Proceedings of the Third International Conference on Learning Analytics and Knowledge* (pp. 265-269).
170. 129. Boucsein, W., Haarmann, A., & Schaefer, F. (2007). Combining skin conductance and heart rate variability for adaptive automation during simulated IFR flight. In *Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics: 7th International Conference, EPCE 2007, Held as Part of HCI International 2007, Beijing, China, July 22-27, 2007. Proceedings 7* (pp. 639-647). Springer Berlin Heidelberg.
171. 130. Rieder, F., Latella, G., Magro, F., Yuksel, E. S., Higgins, P. D., Di Sabatino, A., ... & Dignass, A. U. (2016). European Crohn's and Colitis Organisation topical review on prediction, diagnosis and management of fibrostenosing Crohn's disease. *Journal of Crohn's and Colitis*, 10(8), 873-885.
172. 131. Murphy, E. R., Illes, J., & Reiner, P. B. (2008). Neuroethics of neuromarketing. *Journal of Consumer Behaviour*, 7(4-5), 293-302.
173. 132. Pope, A. T., Bogart, E. H., & Bartolome, D. S. (1995). Biocybernetic system evaluates indices of operator engagement in automated task. *Biological Psychology*, 40(1-2), 187-195.
174. 133. Dey, R., & Salem, F. M. (2017, August). Gate-variants of gated recurrent unit (GRU) neural networks. In *2017 IEEE 60th International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS)* (pp. 1597-1600). IEEE.
175. 134. Lin, L., & Li, M. (2018). Optimizing learning from animation: Examining the impact of biofeedback. *Learning and Instruction*, 55, 32-40.

176. 135. Chang, W. L., Lee, J. T., Li, C. R., Davis, A. H., Yang, C. C., & Chen, Y. J. (2020). Effects of heart rate variability biofeedback in patients with acute ischemic stroke: A randomized controlled trial. *Biological Research for Nursing*, 22(1), 34-44.
177. 136. Ibáñez-Marcelo, E., Campioni, L., Phinyomark, A., Petri, G., & Santarcangelo, E. L. (2019). Topology highlights mesoscopic functional equivalence between imagery and perception: The case of hypnotizability. *NeuroImage*, 200, 437-449.
178. 137. Campbell, E., Phinyomark, A., Al-Timemy, A. H., Khushaba, R. N., Petri, G., & Scheme, E. (2019, March). Differences in EMG feature space between able-bodied and amputee subjects for myoelectric control. In 2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER) (pp. 33-36). IEEE.
179. Campbell, E., Phinyomark, A., & Scheme, E. (2019, November). Linear discriminant analysis with bayesian risk parameters for myoelectric control. In 2019 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP) (pp. 1-5). IEEE.
180. Losey, D. P., McDonald, C. G., Battaglia, E., & O'Malley, M. K. (2018). A review of intent detection, arbitration, and communication aspects of shared control for physical human–robot interaction. *Applied Mechanics Reviews*, 70(1), 010804.
181. Agarwal, P., Fox, J., Yun, Y., O'Malley, M. K., & Deshpande, A. D. (2015). An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization. *The International Journal of Robotics Research*, 34(14), 1747–1772.
182. Egbebike, J., Shen, Q., Doyle, K., Der-Nigoghossian, C. A., Panicker, L., Gonzales, I. J., ... & Claassen, J. (2022). Cognitive-motor dissociation and time to functional recovery in patients with acute brain injury in the USA: a prospective observational cohort study. *The Lancet Neurology*, 21(8), 704–713.
183. Narayan Arya, K., Verma, R., Garg, R. K., Sharma, V. P., Agarwal, M., & Aggarwal, G. G. (2012). Meaningful task-specific training (MTST) for stroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 19(3), 193–211.
184. Stone, P., Brooks, R., Brynjolfsson, E., Calo, R., Etzioni, O., Hager, G., ... & Teller, A. (2022). Artificial intelligence and life in 2030: the one hundred year study on artificial intelligence. *arXiv preprint arXiv:2211.06318*.
185. Adams, J. L., Gaynes, B. N., McGuinness, T., Modi, R., Willig, J., & Pence, B. W. (2012). Treating depression within the HIV “medical home”: a guided algorithm for antidepressant management by HIV clinicians. *AIDS Patient Care and STDs*, 26(11), 647–654.
186. Munguía, R., & Grau, A. (2014). A practical method for implementing an attitude and heading reference system. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 11(4), 62.
187. McIntire, M., Nunes, E., & Gini, M. (2016, May). Iterated multi-robot auctions for precedence-constrained task scheduling. In *Proceedings of the 2016 International Conference on Autonomous Agents & Multiagent Systems* (pp. 1078–1086).

188. García-Pérez, L., Cañas, J. M., García-Alegre, M. C., Yáñez, P., & Guinea, D. (2000). Fuzzy control of an electropneumatic actuator. *STYLF2000, Sevilla*, 133–8.
189. Bonato, P. (2010). Wearable sensors and systems. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 29(3), 25–36.
190. Patel, S., Wilson, R., Dawood, A., Foschi, F., & Mannocci, F. (2012). The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography—part 2: a 1-year post-treatment follow-up. *International Endodontic Journal*, 45(8), 711–723.
191. Majumder, S., Mondal, T., & Deen, M. J. (2017). Wearable sensors for remote health monitoring. *Sensors*, 17(1), 130.
192. Majumder, S., Aghayi, E., Noferesti, M., Memarzadeh-Tehran, H., Mondal, T., Pang, Z., & Deen, M. J. (2017). Smart homes for elderly healthcare—Recent advances and research challenges. *Sensors*, 17(11), 2496.
193. Sucar, L. E., Orihuela-Espina, F., Velazquez, R. L., Reinkensmeyer, D. J., Leder, R., & Hernández-Franco, J. (2013). Gesture therapy: An upper limb virtual reality-based motor rehabilitation platform. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 634–643.
194. Orihuela-Espina, F., Fernandez del Castillo, I., Palafox, L., Pasaye, E., Sánchez-Villavicencio, I., Leder, R., ... & Enrique Sucar, L. (2013). Neural reorganization accompanying upper limb motor rehabilitation from stroke with virtual reality-based gesture therapy. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 20(3), 197–209.
195. Ávila-Sansores, S., Orihuela-Espina, F., & Enrique-Sucar, L. (2013). Patient tailored virtual rehabilitation. In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation* (pp. 879–883). Springer Berlin Heidelberg.
196. Lamercy, M., et al. (2006). A Robotic System for Hand Motor Therapy After Stroke. *Robotics and Autonomous Systems*, 54(1), 45–54.
197. Housman, J., et al. (2009). Effectiveness of Robotic-Assisted Rehabilitation for the Reintegration of Individuals with Upper Extremity Disability into the Community: A Systematic Review. *Journal of Hand Therapy*, 22(4), 312–328.
198. van den Branden Lambrecht, P., et al. (2018). Design and evaluation of the L-EXOS: A pediatric robotic exoskeleton for arm rehabilitation. *Applied Bionics and Biomechanics*.
199. Baltrusaitis, T., et al. (2019). Multimodal Machine Learning: A Survey and Taxonomy. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 41(2), 423–443.
200. Xie, M., et al. (2020). Towards Accurate and Fast 3D Human Pose Reconstruction from Monocular RGB Videos. In *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*.
201. Chen, L., et al. (2019). Adaptive Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Electromyography and Fuzzy Logic Control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
202. Zimmermann-Schlatter, C., et al. (2006). Efficacy of Motor Imagery in Post-Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(1), 8.

203. Ferraz, R., et al. (2018). Kinematic Analysis of the Upper Limb Movements in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy Using a Wireless Wearable Motion Capture System. *BioMed Research International*.
204. van den Berg, P. J. P., et al. (2019). Using Serious Games for Upper Limb Rehabilitation in Chronic Stroke Patients: A Pilot Study. *BioMed Research International*.
205. Hesse, S., et al. (2005). Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
206. Hoonhorst, M. H. J., Nijland, R. H. M., van den Berg, J. S., Emmelot, C. H., Kollen, B. J., & Kwakkel, G. (2015). How Do Fugl-Meyer Arm Motor Scores Relate to Dexterity According to the Action Research Arm Test at 6 Months Poststroke? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(10), 1845–1849.
207. Rose, D. K., & Winstein, C. J. (2009). Bimanual coordination: a missing piece of arm rehabilitation after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 16(4), 246–256.
208. Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (2010). Interrater reliability of a handheld dynamometer and prescribed isometric muscular tension. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(10), 633–640.
209. Krause, P., Szecsi, J., & Straube, A. (2008). Comparison of isometric muscle strength and fatiguability in normal control subjects and patients with upper limb amputations. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(2), 113–119.
210. Kittur, S., & Murray, M. M. (2017). Combining tactile and proprioceptive feedback to improve sensation in prosthetic hands. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(4), 698–704.
211. Smith, A. M., & Chapman, C. E. (2013). Describing the relationship between functional magnetic resonance imaging-activated regions and sensory neurons in the human hand. *The Journal of Hand Surgery*, 38(9), 1836–1845.
212. Anderson, K., & Brouwer, B. (2019). Impact of stroke-related cognitive impairment on quality of life in patients with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 28(1), 9–15.
213. Kim, S. H., Kim, Y. L., Lee, S. J., & Park, S. D. (2019). The effectiveness of group rehabilitation on quality of life in patients with spinal cord injury. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(3), 276–279.
214. Al-Yahya, E., Dawes, H., Collett, J., & Howells, K. (2011). Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715–728.
215. Fasano, A., Di Matteo, A., Vitale, C., & Albanese, A. (2015). Cognitive and psychiatric effects of STN versus GPi deep brain stimulation in Parkinson's disease: a meta-analysis of randomized controlled trials. *PLoS One*, 10(6), e0128729.
216. HOUZANGBE, S., et al. (2019). Effects of voluntary heart rate control on user engagement in virtual reality. In *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)* (pp. 982–983). IEEE.
217. Csikszentmihalyi, M. (1975). *Beyond Boredom and Anxiety*. Jossey-Bass Publishers.

218. Dekker, A., & Champion, E. (2007). Please Biofeed the Zombies: Enhancing the Gameplay and Display of a Horror Game Using Biofeedback. In *DiGRA Conference*.
219. GILLEADE, K., DIX, A., & ALLANSON, J. (2005). Affective videogames and modes of affective gaming: assist me, challenge me, emote me. *DiGRA 2005: Changing Views – Worlds in Play*.
220. NOGUEIRA, P. A., et al. (2016). Vanishing scares: biofeedback modulation of affective player experiences in a procedural horror game. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10(1), 31–62.
221. KOSMYNA, N., et al. (2019). Attentivu: A biofeedback system for real-time monitoring and improvement of engagement. In *Extended Abstracts of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1–2).
222. FREEMAN, F. G., et al. (1999). Evaluation of an adaptive automation system using three EEG indices with a visual tracking task. *Biological Psychology*, 50(1), 61–76.
223. KAMZANOVA, A. T., et al. (2011). EEG indices to time-on-task effects and to a workload manipulation (cueing). *International Journal of Psychological and Behavioral Sciences*, 5(8), 928–931.
224. SINATRA, G. M., HEDDY, B. C., & LOMBARDI, D. (2015). The challenges of defining and measuring student engagement in science. Unpublished manuscript.
225. MULAFFER, L., ZAFAR, M. A., & AHMED, B. (2019). Analyzing Player Engagement for Biofeedback Games. In *2019 IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)* (pp. 1–5). IEEE.
226. JENNETT, C., et al. (2008). Measuring and defining the experience of immersion in games. *International Journal of Human-Computer Studies*, 66(9), 641–661.
227. HOOKHAM, G., et al. (2016). Using startle probe to compare affect and engagement between a serious game and an online intervention program. In *Proceedings of the Australasian Computer Science Week Multiconference* (pp. 1–9).
228. WITMER, B. G., & SINGER, M. J. (1998). Measuring presence in virtual environments: A presence questionnaire. *Presence*, 7(3), 225–240.
229. WIEBE, E. N., et al. (2014). Measuring engagement in video game-based environments: Investigation of the User Engagement Scale. *Computers in Human Behavior*, 32, 123–132.
230. NACKE, L. E., et al. (2011). Biofeedback game design: using direct and indirect physiological control to enhance game interaction. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 103–112).
231. RACA, M., & DILLENBOURG, P. (2013). System for assessing classroom attention. In *Proceedings of the Third International Conference on Learning Analytics and Knowledge* (pp. 265–269).
232. BOUCSEIN, W., HAARMANN, A., & SCHAEFER, F. (2007). Combining skin conductance and heart rate variability for adaptive automation during simulated IFR flight. In *International Conference on Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics* (pp. 639–647). Springer Berlin Heidelberg.

233. YUKSEL, B. F., et al. (2016). Learn piano with BACH: An adaptive learning interface that adjusts task difficulty based on brain state. In *Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 5372–5384).
234. REINER, R. (2008). Integrating a portable biofeedback device into clinical practice for patients with anxiety disorders: Results of a pilot study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 33(1), 55–61.
235. POPE, A. T., BOGART, E. H., & BARTOLOME, D. S. (1995). Biocybernetic system evaluates indices of operator engagement in automated task. *Biological Psychology*, 40(1–2), 187–195.
236. DEKKER, A., & CHAMPION, E. (2007). Please biofeed the zombies: enhancing the gameplay and display of a horror game using biofeedback. In *DiGRA'07 – Proceedings of the 2007 DiGRA International Conference: Situated Play* (pp. 550–558).
237. DEY, A., et al. (2017). Effects of sharing physiological states of players in a collaborative virtual reality gameplay. In *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 4045–4056).
238. NACKE, L. E., et al. (2011). Biofeedback game design: using direct and indirect physiological control to enhance game interaction. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 103–112).
239. Bonato, P. (2010). Wearable sensors and systems: from enabling technology to clinical applications. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 29(3), 25–36.
240. Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L., & Rodgers, M. (2012). A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 21.
241. Diaz-Abad, M., Zanotto, D., & Ordonez, F. J. (2019). Wearables in healthcare: a review of current applications and challenges. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019, 1–15.
242. Gao, Y., Liu, L., & Wu, J. (2020). Wearable medical devices: from basic functions to applications. *Journal of Medical Systems*, 44(5), 87.
243. Majumder, S., Mondal, T., & Deen, M. J. (2017). Wearable sensors for remote health monitoring. *Sensors*, 17(1), 130.
244. Glegg, S. M. N., Holsti, L., Velikonja, D., Ansley, B., Brum, C., Sartor, D., ... & Hanna, S. (2014). Evaluating the feasibility of using the Microsoft Kinect to enhance motor rehabilitation in children with cerebral palsy. *Journal of Medical Systems*, 38(10), 1–8.
245. Lange, B., Koenig, S., Chang, C. Y., McConnell, E., Suma, E., Bolas, M., & Rizzo, A. S. (2012). Designing informed game-based rehabilitation tasks leveraging advances in virtual reality. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(5), 385–392.
246. Maggio, M. G., & Torricelli, D. (2018). A systematic review of the use of augmented reality in the rehabilitation of cognitive function in stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 1–9.
247. Nair, R. B., Abraham, L., & Sukumaran, S. (2018). A systematic review of the use of virtual reality and its effects on cognition in individuals with neurocognitive disorders. *Dementia & neuropsychologia*, 12(3), 204–211.

248. Orihuela-Espina, F., Fernández-del-Olmo, M., Sánchez-Villamanán, M. C., & Moreno-García, A. (2013). Enhancement of corticospinal excitability by virtual reality: a proof-of-principle study in Parkinson's disease. *The Journal of neuroscience*, 33(10), 10523-10531.
249. ORETO, Giuseppe, et al. Doubts of the cardiologist regarding an electrocardiogram presenting QRS V1-V2 complexes with positive terminal wave and ST segment elevation. Consensus Conference promoted by the Italian Cardiology Society. *Giornale italiano di cardiologia (2006)*, 2010, vol. 11, no 11 Suppl 2, p. 3S-22S.
250. ERTIN, Emre, et al. AutoSense: unobtrusively wearable sensor suite for inferring the onset, causality, and consequences of stress in the field. En *Proceedings of the 9th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*. 2011. p. 274-287.
251. MAHMUD, MD Shaad; WANG, Honggang. *Wearable Biosensor Ring*. U.S. Patent Application No 16/294,636, 3 Oct. 2019.
252. MCCARTHY, Cameron, et al. Validation of the Empatica E4 wristband. En *2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC)*. IEEE, 2016. p. 1-4.
253. NAZARI, Goris, et al. Psychometric properties of the Zephyr bioharness device: a systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2018, vol. 10, no 1, p. 6.
254. DRZAZGA, Jakub Bogdan. Design of a telemedical vest for sleep disorder diagnosis-a preliminary analysis. *Image Processing & Communications*, 2018, vol. 23, no 1, p. 27-37.
255. DA SILVA, Hugo Plácido, et al. BITalino: A novel hardware framework for physiological computing. En *PhyCS*. 2014. p. 246-253.
256. MAJUMDER, Sumit; MONDAL, Tapas; DEEN, M. Jamal. Wearable sensors for remote health monitoring. *Sensors*, 2017, vol. 17, no 1, p. 130.
257. COGHLAN, Nial, et al. AffectTech-an affect-aware interactive AV Artwork. ISEA 2009, 2009. MLA
258. CANO FERRER, Xavier. Grasp: Design and developement of a 6DOF, 3D printable, open source bionic hand. 2019. Tesis de Licenciatura. Universitat Politècnica de Catalunya.
259. FERRÀS-TARRAGÓ, Joan, et al. A new universal 3D-printable device to prevent excessive drilling in orthopedic surgery. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 2020, p. 1-7.
260. REEVE, Lesley; BALDRICK, Paul. Biocompatibility assessments for medical devices—evolving regulatory considerations. *Expert Review of Medical Devices*, 2017, vol. 14, no 2, p. 161-167.
261. AGUADO-MAESTRO, Ignacio, et al. In-Hospital manufacturing of patient specific 3D-printed guides. *CAOS*, 2019, vol. 3, p. 1-5.
262. NGO, Tuan D., et al. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 2018, vol. 143, p. 172-196.
263. LASPRILLA, Astrid JR, et al. Poly-lactic acid synthesis for application in biomedical devices—A review. *Biotechnology advances*, 2012, vol. 30, no 1, p. 321-328.

264. AZIMI, Parham, et al. Emissions of ultrafine particles and volatile organic compounds from commercially available desktop three-dimensional printers with multiple filaments. *Environmental science & technology*, 2016, vol. 50, no 3, p. 1260-1268.
265. RIYA, M. Selva, et al. A comparative study between in-house 3D printed and injection molded ABS and PLA polymers for low-frequency applications. *Materials Research Express*, 2019, vol. 6, no 8, p. 085345.
266. M. W. Gifari, H. Zakaria and R. Mengko. Design of ECG Homecare:12-lead ECG acquisition using single channel ECG device developed on AD8232 analog front end. *International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI)*, Denpasar, 2015, pp. 371-376, doi: 10.1109\ICEEI.2015.7352529.
267. LU, T. C., LIU, P., GAO, X., & LU, Q. Y. (2014). A portable ECG monitor with low power consumption and small size based on AD8232 chip. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 513, pp. 2884-2887). Trans Tech Publications Ltd.
268. MISHRA, A., & CHAKRABORTY, B. (2018). AD8232 based Smart Healthcare System using Internet of Things (IoT). *International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, 7(04).
269. Analog Devices, (2020). Single Lead, Heart Rate Monitor Front End. <https://www.analog.com/AD8232>
270. PANIGRAHY, S. K., JENA, S. K., & TURUK, A. K. (2017). Study and analysis of human stress detection using galvanic skin response (GSR) sensor in wired and wireless environments. *Research Journal of Pharmacy and Technology*, 10(2), 545-550.
271. ANZANPOUR, A., Rahmani, A. M., Liljeberg, P., & Tenhunen, H (2015). Context-aware early warning system for in-home healthcare using internet-of-things. *International Internet of Things Summit* (pp. 517-522). Springer, Cham.
272. ZHANG, FAN; MURAO, HAJIME. Analysis of reading experience with Heart Rate Variability and Galvanic Skin Response sensor. *ICIC express letters. Part B, Applications: an international journal of research and surveys*, 2019, vol. 10, no 2, p. 129-135.
273. SAPUTRA, L. K. P., & LUKITO, Y. (2017, November). Implementation of air conditioning control system using REST protocol based on NodeMCU ESP8266. In *2017 International Conference on Smart Cities, Automation & Intelligent Computing Systems (ICON-SONICS)* (pp. 126-130). IEEE.
274. MESQUITA, João, et al. Assessing the ESP8266 WiFi module for the Internet of Things. En *2018 IEEE 23rd International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation (ETFA)*. IEEE, 2018. p. 784-791.
275. LUIS BUSTAMANTE, Alvaro; PATRICIO, Miguel A.; MOLINA, José M. Thinger. io: An Open Source Platform for Deploying Data Fusion Applications in IoT Environments. *Sensors*, 2019, vol. 19, no 5, p. 1044.
276. Rachit Mochan (2011). Fully Integrated Analog front-end for a 2 electrode ECG device. M.Sc Thesis, Delft: Technical University of Delft.
277. VILLAREJO, María Viqueira; ZAPIRAIN, Begoña García; ZORRILLA, Amaia Méndez. A stress sensor based on Galvanic Skin Response (GSR) controlled by ZigBee. *Sensors*, 2012, vol. 12, no 5, p. 6075-6101.
278. PAN, J., & TOMPKINS, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3), 230-236.

