

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
Programa de Doctorado en Tecnologías Industriales y de Telecomunicación



DESARROLLO Y ANÁLISIS DE ESTRATEGIAS
AVANZADAS DE INTERACCIÓN EN SISTEMAS
ROBÓTICOS COMPLEJOS DE REHABILITACIÓN Y
ASISTENCIA.

JOSÉ MARÍA CATALÁN ORTS

Director: NICOLÁS MANUEL GARCÍA ARACIL

Elche, Junio 2021

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por los siguientes artículos, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Catalán, J. M.; García-Pérez, J. V.; Blanco, A.; Martínez, D.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2021), «Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality», *Sensors* **21**(11), DOI: [10.3390/s21113681](https://doi.org/10.3390/s21113681)

- Título de la revista: *Sensors* (ISSN: 1424-8220)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).

Crea, S.; Nann, M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Baldoni, A.; Badesa, F. J.; Catalán, J. M.; Zollo, L.; Vitiello, N.; Aracil, N. G. et al. (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**(10823), págs. 1-9, DOI: [10.1038/s41598-018-29091-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-29091-5)

- Título de la revista: *Scientific reports* (ISSN: 2045-2322)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,998
- Categoría: Multidisciplinary Sciences, Cuartil Q1 (17/71).



AUTORIZACIÓN DE PRESENTACIÓN DE TESIS DOCTORAL POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

Director: Nicolás Manuel García Aracil

Título de la tesis: **Desarrollo y análisis de estrategias avanzadas de interacción en sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia.**

Autor: José María Catalán Orts

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Universidad Miguel Hernández de Elche

El director de la tesis reseñada certifica que ha sido realizada bajo su dirección por José María Catalán Orts en el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández de Elche, y autorizo su presentación.

Elche, Junio 2021

Nicolás Manuel García Aracil



PROGRAMA DE DOCTORADO EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

Dr. Óscar Reinoso García, Coordinador del Programa de Doctorado en Tecnologías Industriales y de Telecomunicación en la Universidad Miguel Hernández de Elche,

CERTIFICA

Que el trabajo realizado por D. José María Catalán Orts, titulado **Desarrollo y análisis de estrategias avanzadas de interacción en sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia.**, ha sido dirigido por el Dr. Nicolás Manuel García Aracil, y se encuentra en condiciones de ser leído y defendido como Tesis Doctoral ante el correspondiente tribunal en Universidad Miguel Hernández de Elche.

Lo que firmo para los efectos oportunos en

Elche, Junio 2021

Óscar Reinoso García

ABSTRACT

The latest reports indicate that the incidence of strokes is on the rise. Stroke survivors generally experience hemiparesis, this affected limb control, affecting the daily life of survivors. The limited resources and the need for medical care and rehabilitation presented by these people, make the rehabilitation exercises provided by robotic rehabilitation platforms even more important today and in coming years.

This Doctoral Thesis focuses on the development of a multimodal architecture capable of implementing complex systems of rehabilitation robotics and assistance robotics. From this architecture, it is proposed to implement and evaluate the following systems. First, carry out the implementation of a complex system of assistance robotics. After that, develop a system for competitive therapies. Next, implement a system for cooperative therapies. And finally, to develop a system to perform a master-slave robotic rehabilitation therapy in a tele-rehabilitation environment.

The main results of this work have been published in two articles in the *Journal Citation Reports* (JCR). The publication *Feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living* the implementation of a complex assistive robotic system based on the multimodal architecture developed in this Doctoral Thesis has been evaluated. Several sensors have been successfully integrated with different control interfaces and robotic devices for the creation of an autonomous system to help an impaired person to carry out activities of daily living. On the other hand, the publication *Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality* aims to study how the user's physiological reactions are affected due to the interpersonal game modality.

Finally, it should be noted that one of the thesis results has been protected by the patent ES1234596U: *Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades*.

RESUMEN

Los últimos informes indican que la incidencia de los accidentes cerebro vasculares van en aumento. Los supervivientes de un accidente cerebro vascular generalmente experimentan hemiparesia, lo que provoca un deterioro de las extremidades que implica un notable deterioro de la calidad de vida. La escasez de recursos junto con la necesidad de rehabilitación y asistencia que presentan estas personas, hacen que el cuidado y los ejercicios de rehabilitación que proporcionan las plataformas robóticas de rehabilitación cobren aún más importancia en la actualidad y en los próximos años.

La presente Tesis Doctoral se centra en el desarrollo de una arquitectura multimodal capaz de implementar sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia. Con esta arquitectura, se plantea implementar y evaluar los siguientes sistemas. Primero, llevar a cabo la implementación de un sistema complejo de robótica asistencial. Después, desarrollar un sistema para la realización de terapias competitivas. Seguidamente, implementar un sistema para realizar terapias cooperativas. Y finalmente, desarrollar un sistema capaz de implementar terapias de tele-rehabilitación mediante una estrategia de teleoperación maestro-esclavo.

Los principales resultados de esta tesis se han publicado en dos artículos en revistas incluidas en el *Journal Citation Reports* (JCR). La publicación *Feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living* se ha evaluado la implementación de un sistema complejo de robótica asistencial basado en la arquitectura multimodal desarrollada en esta tesis, en el que se ha integrado con éxito multitud de sensores junto con diferentes interfaces de control y dispositivos robóticos para la creación de un sistema autónomo capaz de ayudar a un usuario a realizar actividades de la vida diaria. Por otro lado, en la publicación *Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality*, se han analizado los cambios que se producen en el estado afectivo del paciente en una terapia de neurorrehabilitación asistida por robots debidos a una modalidad de juego multijugador de tipo competitivo.

Finalmente, cabe destacar que uno de los resultados de la presente tesis ha dado lugar a la patente ES1234596U: *Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades*.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a mi director de tesis por la confianza depositada, por todo el apoyo y por procurar que contase con todo lo que he necesitado.

También quiero darle las gracias a mi familia, por todo el apoyo que me han brindado a lo largo de mi carrera académica y porque siempre han procurado que no me faltase de nada.

Por supuesto debo dar las gracias a mis compañeros de laboratorio, que me han acompañado y soportado durante todos los días de hastío y viajes interminables, y sin los que no habría historias que contar. Sin su ayuda este trabajo no habría sido posible.

También quiero dar las gracias a mi otra familia: Dimitar, Jaime y Melchor. Porque por mucho tiempo que pasemos sin vernos, siempre he podido contar con vosotros cuando os he necesitado. Por los muchos días que pasamos en la Batcueva. Por nuestra adicción a la paprika. Y por muchas otras razones que hacen que un simple gracias me sepa a poco.

Y para terminar, he querido dejar para el final la persona más importante de todas. Has estado a mi lado a lo largo de toda esta gran aventura. Y me has apoyado en todos los días de estrés y cansancio. Incluso estando lejos, me has dado la fuerza necesaria para seguir. Eres la razón por la que he llegado tan lejos, y el viaje no ha sido fácil, pero si alguien ha conseguido que merezca la pena sin duda has sido tú. Gracias Aitana.

Este trabajo ha sido financiado por el Fondo Social Europeo “El FSE Invierte en tu futuro” a través de la subvención para contratación de personal con código ACIF 2018/214, concedida por la Conselleria d’Educacio, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana.



Unión Europea

Fondo Social Europeo
“El FSE Invierte en tu Futuro”

ÍNDICE GENERAL

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1.1 | Impacto de la Robótica de Rehabilitación | 1 |
| 1.2 | Motivación del trabajo | 4 |
| 1.3 | Principales contribuciones de la tesis | 5 |
| 1.4 | Estructura de la tesis | 7 |
| 1.5 | Publicaciones | 8 |
| 2 | ESTADO DEL ARTE | 9 |
| 2.1 | Impacto de la interacción social en la robótica de rehabilitación | 9 |
| 2.2 | Teleoperación maestro-esclavo en robótica de tele-rehabilitación | 11 |
| 2.3 | Arquitecturas multimodales | 13 |
| 3 | DESARROLLO DE UNA ARQUITECTURA MULTIMODAL APLICADA A ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN Y ASISTENCIAL | 15 |
| 3.1 | Diseño de una arquitectura multimodal | 15 |
| 3.2 | Implementación de un sistemas complejo de robótica asistencial | 17 |
| 3.3 | Implementación de sistemas robóticos de rehabilitación | 18 |
| 3.3.1 | Estrategia para la interconexión automática | 19 |
| 3.3.2 | Terapia competitiva | 21 |
| 3.3.3 | Terapia cooperativa | 23 |
| 3.3.4 | Teleoperación maestro-esclavo | 25 |
| 3.4 | Dispositivo robótico interconectable | 28 |
| 4 | CONTROL MULTIMODAL DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA LA ASISTENCIA EN LA REALIZACIÓN DE ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA | 31 |
| 4.1 | Introducción | 31 |
| 4.2 | Materiales y métodos | 34 |
| 4.2.1 | Participantes | 34 |
| 4.2.2 | Exoesqueleto de brazo | 35 |
| 4.2.3 | Interfaz de control EEG/EOG | 37 |
| 4.2.4 | Sistema de visión por computador | 37 |
| 4.2.5 | Integración de los componentes en el sistema | 37 |
| 4.2.6 | Protocolo y montaje experimental | 38 |

| | | |
|--------|--|----|
| 4.2.7 | Arquitectura multimodal | 39 |
| 4.2.8 | Recolección y análisis de datos | 40 |
| 4.3 | Resultados | 41 |
| 4.3.1 | Viabilidad del sistema | 41 |
| 4.3.2 | Seguridad del sistema | 42 |
| 4.3.3 | Rendimiento del sistema de control | 42 |
| 4.4 | Discusión | 42 |
| 5 | DIFERENCIAS EN LAS REACCIONES FISIOLÓGICAS DEBIDO A UNA MODALIDAD DE JUEGO DE REHABILITACIÓN COMPETITIVA | 45 |
| 5.1 | Introducción | 45 |
| 5.2 | Materiales y métodos | 45 |
| 5.2.1 | Participantes | 45 |
| 5.2.2 | Montaje experimental | 46 |
| 5.2.3 | Actividad competitiva | 47 |
| 5.2.4 | Dispositivo robótico de rehabilitación | 48 |
| 5.2.5 | Estimación de la intensidad del ejercicio | 48 |
| 5.2.6 | Estimación del rendimiento del ejercicio | 49 |
| 5.2.7 | Medida de la respuesta fisiológica | 49 |
| 5.2.8 | Evaluación subjetiva de la experiencia de usuario | 50 |
| 5.2.9 | Protocolo | 50 |
| 5.2.10 | Análisis Estadístico | 52 |
| 5.3 | Resultados | 53 |
| 5.3.1 | Nivel de intensidad del ejercicio | 53 |
| 5.3.2 | Rendimiento del ejercicio | 54 |
| 5.3.3 | Reacciones fisiológicas | 54 |
| 5.4 | Discusión | 57 |
| 5.4.1 | Diferencias en el nivel de intensidad del ejercicio | 57 |
| 5.4.2 | Evaluación del rendimiento | 58 |
| 5.4.3 | Diferencias en las respuestas fisiológicas | 59 |
| 5.5 | Conclusiones | 59 |
| 6 | TELE-REHABILITACIÓN Y TERAPIAS DE REHABILITACIÓN LOCAL ASISTIDAS POR DISPOSITIVOS ROBÓTICOS: UN ESTUDIO PILOTO CON PACIENTES | 61 |
| 6.1 | Introducción | 61 |
| 6.2 | Materiales y métodos | 62 |
| 6.2.1 | Pacientes | 62 |

| | | |
|-------|--|---------|
| 6.2.2 | Dispositivo robótico de neurorehabilitación | 63 |
| 6.2.3 | Ejercicio de rehabilitación | 64 |
| 6.2.4 | Protocolo y montaje experimental | 65 |
| 6.2.5 | Estimación del nivel de asistencia | 68 |
| 6.2.6 | Evaluación subjetiva de la usabilidad de un sistema | 69 |
| 6.2.7 | Evaluación subjetiva de la experiencia de usuario | 70 |
| 6.2.8 | Análisis Estadístico | 70 |
| 6.3 | Resultados | 71 |
| 6.3.1 | Fuerza de Asistencia | 71 |
| 6.3.2 | Experiencia de los usuarios | 73 |
| 6.3.3 | Evaluación de la usabilidad de los modos de asistencia | 73 |
| 6.4 | Discusión | 74 |
| 6.4.1 | Diferencias en el modo de asistencia | 74 |
| 6.4.2 | Usabilidad de los modos de asistencia | 76 |
| 6.5 | Conclusión | 77 |
| 7 | CONCLUSIONES | 79 |
| 7.1 | Conclusión | 79 |
| 7.2 | Trabajos futuros | 81 |
| A | CONTRIBUCIONES PRINCIPALES | 83 |
| | BIBLIOGRAFÍA | 107 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | | |
|------------|---|----|
| Figura 2.1 | Dos pacientes participando en un juego competitivo mediante dos sistemas robóticos ARMin (Novak et al., 2014) | 9 |
| Figura 2.2 | Dos pacientes realizando un ejercicio colaborativo, cada uno utiliza un sistema Bimeo (Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2020) . . | 10 |
| Figura 2.3 | Diagrama y setup experimental del sistema autoadaptativo planteado por Badesa; Morales; N. Garcia-Aracil et al. (2014) . . | 11 |
| Figura 2.4 | Sistema de teleoperación maestro-esclavo planteado por Sharifi et al. (2017): el maestro es el dispositivo Phantom Premium (izquierda) y el esclavo es el dispositivo robótico Quanser Rehab (derecha). | 13 |
| Figura 3.1 | Diagrama ilustrativo de la estructura teórica de arquitectura multimodal modular desarrollada | 16 |
| Figura 3.2 | Diagrama de bloques de la arquitectura multimodal del proyecto AIDE. | 17 |
| Figura 3.3 | Ilustración de la diferencia entre los mensajes de difusión amplia, o broadcast y protocolo de enrutamiento multidifusión (o IP multicast) | 19 |
| Figura 3.4 | Diagrama de bloques que ilustra la estrategia de emparejamiento automático de dispositivos | 20 |
| Figura 3.5 | Diagrama de la arquitectura del sistema de rehabilitación asistido por robots para terapias competitivas | 21 |
| Figura 3.6 | Captura del juego competitivo desarrollado | 22 |
| Figura 3.7 | Fotografía de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias competitivas | 22 |
| Figura 3.8 | Diagrama de la arquitectura del sistema de rehabilitación asistido por robots para terapias cooperativas | 23 |
| Figura 3.9 | Captura de los diferentes escenarios con los que cuenta el juego cooperativo desarrollado. a Hacer la compra en el supermercado; b Cocinar la receta en el horno; c Lavar los platos | 24 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Figura 3.10 | Fotografía de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias cooperativas | 25 |
| Figura 3.11 | Diagrama de la arquitectura del sistema de teleoperación maestro-esclavo para terapias de tele-rehabilitación asistida por robots | 26 |
| Figura 3.12 | Captura del juego desarrollado para la terapia de teleoperación | 27 |
| Figura 3.13 | Fotografía de la implementación del sistema robótico de tele-rehabilitación siendo evaluado con un paciente y un terapeuta | 27 |
| Figura 3.14 | Diagrama de bloques que ilustra las capacidades del sistema descrito en el modelo de utilidad titulado "Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades" publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas con número ES 1 234 596 U. | 29 |
| Figura 3.15 | Ilustración de algunos de las arquitecturas que es capaz de implementar el sistema descrito en el modelo de utilidad titulado "Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades" publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas con número ES 1 234 596 U | 30 |
| Figura 4.1 | Ilustración de los diferentes componentes del exoesqueleto de brazo. a. Exoesqueleto de brazo NeuroExos (NESM). Esta compuesto por tres módulos: hombro, brazo y codo. b. Exoesqueleto de mano y muñeca compuesto por dos módulos: el módulo de mano asiste en los movimientos de apertura y cierre de la mano, mientras que el módulo de prono-supinación permite realizar los movimientos de pronación y supinación del antebrazo. | 33 |
| Figura 4.2 | Arquitectura de control compartido humano-robot basada en una máquina de estados finitos (FSM) controlada por eventos electroencefalografía (EEG)/electrooculografía (EOG). a. Acciones del exoesqueleto controladas mediante eventos EEG/EOG. Las flechas verdes indican movimiento ocular horizontal voluntario a la derecha (HOV_r). Las indicaciones "abrir mano" "cerrar mano" hacen referencia a la imaginación motora (SMR, 9 - 15 Hz). Las flechas moradas representan acciones del exoesqueleto de mano. b. Diagrama de estados del control del exoesqueleto de brazo. | 34 |

| | | |
|------------|--|----|
| Figura 4.3 | Diagrama de la arquitectura de comunicación del sistema . . . | 38 |
| Figura 4.4 | Fluidez del sistema de control. Resultados del tiempo para la inicialización (TTI) para el interfaz EEG/EOG así como para cada uno de los interfaces por separado para todos los participantes. | 41 |
| Figura 4.5 | Fiabilidad del sistema. Porcentaje de inicializaciones llevadas a cabo con éxito para TTI menores o iguales a intervalos de tiempo discretos que van de 1 a 5 s en el caso del EEG y de 1 a 4 s para el EOG. La línea discontinua representa el 75 % de inicializaciones llevadas a cabo con éxito. | 41 |
| Figura 5.1 | Imagen de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias competitivas | 46 |
| Figura 5.2 | Captura del juego. a Modalidad de juego de un jugador. b Condición para alcanzar un objetivo de forma exitosa, donde d es la distancia del jugador al objetivo, r es la distancia mínima para alcanzar el objetivo de forma exitosa, y t es el tiempo máximo para alcanzarlo. c Condición en la que se considera que un objetivo no ha sido alcanzado. d Modalidad de juego competitivo. | 47 |
| Figura 5.3 | Diagrama del protocolo del estudio. Las condiciones se realizan de forma secuencial. Antes de cada condición hay un periodo de descanso de 5 min para medir el nivel basal de las señales fisiológicas. | 51 |
| Figura 5.4 | Parámetros relacionados con la intensidad del ejercicio. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Los resultados están organizados por modalidad de juego. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil. | 53 |

| | | |
|------------|---|----|
| Figura 5.5 | <p>Parámetros relacionados con el rendimiento del ejercicio.</p> <p>a. Representación gráficamente de las puntuaciones de los participantes en cada una de las modalidades separadas entre los ganadores y perdedores del modo competitivo.</p> <p>b. Representación gráfica de los resultados del parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil. La tabla recoge los valores no normalizados de cada uno de los parámetros.</p> | 55 |
| Figura 5.6 | <p>Parámetros relacionados con el estado afectivo de los pacientes.</p> <p>a. Resultados de la respuesta galvánica de la piel y el pulso. b. Representación gráfica de los resultados del parámetro Esfuerzo/Importancia y Presión/Tensión del Intrinsic Motivation Inventory. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil. La tabla recoge los valores no normalizados de cada uno de los parámetros.</p> | 56 |
| Figura 6.1 | <p>Representación gráfica de los campos de fuerza utilizados en este estudio para asistir a los pacientes. a. Campo de fuerza en forma de tunel con extremos. b. Versión del campo de fuerza con extremos donde el origen se desplaza a una velocidad constante para ayudar al paciente a moverse hacia el objetivo.</p> | 64 |
| Figura 6.2 | <p>Captura del juego terapéutico desarrollado. a. Captura del juego. b. Condición para alcanzar con éxito el objetivo, donde d es la distancia del jugador al objetivo y r es la distancia mínima necesaria para alcanzar el objetivo. c. Condición en la que se considera que un objetivo no ha sido alcanzado.</p> | 65 |
| Figura 6.3 | <p>Representación gráfica de los distintos modos de asistencia evaluados.</p> | 66 |
| Figura 6.4 | <p>Imagen del montaje experimental durante las condiciones de asistencia local y remota del terapeuta.</p> | 67 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Figura 6.5 | Diagrama del protocolo del estudio. Las condiciones se realizan de forma secuencial y en orden aleatorio. Después de cada condición, se lleva a cabo un período de descanso de 3 - 5 min. Este periodo de descanso también se utiliza para rellenar los cuestionarios. | 68 |
| Figura 6.6 | Ilustración gráfica del calculo de la fuerza de asistencia, $F_{asistencia}$. $V_{trayectoria}$ corresponde con el vector definido por el origen y destino de la trayectoria hacia el objetivo actual. F es el vector de fuerza que se está aplicando al paciente. | 69 |
| Figura 6.7 | Asociación de las puntuación del System Usability Scale (SUS) a una escala de adjetivos y rango de aceptabilidad. | 69 |
| Figura 6.8 | Ejemplos de las trayectorias de dos de los usuarios del estudio con un mapa de calor que indica la ubicación y nivel de asistencia proporcionada. Las áreas más oscuras indican una mayor asistencia. | 71 |
| Figura 6.9 | Valores normalizados de la fuerza de asistencia. a. Fuerza de asistencia media y máxima en cada condición para todos los pacientes. Las barras representan el valor medio, mientras que la barra de error indican la desviación estándar. b. Fuerza de asistencia media en cada condición para cada uno de los pacientes. Las fuerzas de asistencia de cada paciente han sido normalizadas por el valor máximo proporcionado a lo largo de las 3 condiciones. La tabla recoge la media y desviación estándar del porcentaje de objetivos alcanzados en cada condición por todos los pacientes. | 72 |
| Figura 6.10 | Resultados del Intrinsic Motivation Inventory (IMI) para las tres condiciones del estudio. La tabla recopila la mediana y el valor del primer y tercer cuartil de cada uno de los parámetros. . . . | 74 |
| Figura 6.11 | Puntuaciones medias del System Usability Scale (SUS) correspondientes a la evaluación realizada por los pacientes y el personal clínico. | 75 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | | |
|-----------|--|----|
| Tabla 4.1 | Tasas de aciertos y falsos positivos para todos los interfaces de control. | 42 |
| Tabla 6.1 | Información de los pacientes que han participado en el estudio. | 62 |

ACRÓNIMOS

| | |
|---------|--|
| ACM | Arteria Cerebral Media |
| ACV | Accidente Cerebro Vascular |
| ANOVA | análisis de varianzas |
| AVD | actividades de la vida diaria |
| BCI | interfaz cerebro-computador |
| CC | corriente continua |
| CVRS | Calidad de Vida Relacionada con la Salud |
| DCA | Daño Cerebral Adquirido |
| ECG | electrocardiograma |
| EEG | electroencefalografía |
| EMG | electromiografía |
| EOG | electrooculografía |
| FSM | máquina de estados finitos |
| GDL | Grado de libertad |
| GSR | respuesta galvánica de la piel |
| GUI | interfaz gráfica de usuario |
| HLC | High Level Controller |
| HOV | movimiento ocular horizontal voluntario |
| HOV_r | movimiento ocular horizontal voluntario a la derecha |
| HOV_l | movimiento ocular horizontal voluntario a la izquierda |
| IMI | Intrinsic Motivation Inventory |

| | |
|------|--|
| ITR | tasa de transferencia de información |
| LLC | Low Level Controller |
| RMS | media cuadrática |
| SAFE | Stroke Alliance for Europe |
| SD | desviación estándar |
| SEA | Series Elastic Actuator |
| SCL | conductancia de la piel |
| SI | índice de sensibilidad |
| SUS | System Usability Scale |
| TTI | tiempo para la inicialización |
| UE | Unión Europea |
| VFC | variabilidad de la frecuencia cardíaca |

INTRODUCCIÓN

1.1 IMPACTO DE LA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN

El Daño Cerebral Adquirido (**DCA**) es un término médico asociado, en la mayoría de casos, a una lesión cerebral que se produce con posterioridad al nacimiento ([Rios-Lago et al., 2011](#)). Sus etiologías son muy diversas. Entre las causas de origen no traumático más comunes encontramos las siguientes:

- **Accidente Cerebro Vascular (ACV):** También conocido como ictus, infarto cerebral, derrame cerebral o, menos frecuentemente, apoplejía o ataque cerebrovascular. Según su etiología, un **ACV** tiene dos variantes:
 - **Isquémico:** Aparece cuando se pierde la irrigación sanguínea debido a la interrupción repentina del flujo sanguíneo. La isquemia de las arterias cerebrales puede ser de origen trombótico (formación de un coágulo que obstruye una arteria cerebral) o embólico (consecuencia de la obstrucción de una arteria cerebral debido a un coágulo formado en otro lugar del cuerpo que se ha desprendido y viajado hasta el cerebro a través del torrente sanguíneo).
 - **Hemorrágico:** Se debe a la rotura de un vaso sanguíneo encefálico o una malformación arteriovenosa.
- **Tumor cerebral:** Un **DCA** debido a un tumor, puede deberse a los daños causados por el mismo tumor o a los daños provocados durante su eliminación mediante un proceso quirúrgico o radiológico.
- **Encefalitis:** Son el conjunto de enfermedades producidas por la inflamación del encéfalo. Son muy frecuentes, y se producen generalmente por un proceso infeccioso, vírico o de envenenamiento.
- **Hipoxia o Isquemia:** Hacen referencia a la ausencia o deficiencia de oxígeno en el cerebro durante un periodo de tiempo determinado. La falta de oxígeno provoca

daños en el tejido cerebral, que se tornan más graves cuanto mayor es el periodo de tiempo sin oxígeno.

El **DCA** provoca en la mayoría de casos un trastorno en la vida diaria del paciente, ya que puede provocar déficits físicos, cognitivos, emocionales y sociales. Estas secuelas secundarias son parcialmente recuperables en la mayoría de los casos. Sin embargo, es clave que se implante un programa de rehabilitación lo antes posible y que dicho programa cumpla con una serie de criterios para aumentar la efectividad de la terapia (Alessandro et al., 2020).

En el último informe de la Stroke Alliance for Europe (**SAFE**) (Stevens et al., 2007), alrededor de 15 millones de personas en todo el mundo sufren un **ACV** cada año. Según los datos recogidos en el estudio realizado por Global Burden of Disease en 2015 y las proyecciones demográficas obtenidas por Eurostat (Oficina Estadística de la Unión Europea), se espera que el número de **ACVs** en la Unión Europea (**UE**) aumente un 34 % entre los años 2015 y 2035.

Las mejoras en los tratamientos y la detección temprana han aumentado la tasa de supervivencia, por lo que el número de personas que han sobrevivido a un **ACV** ha aumentado, lo que aumenta la necesidad de atención y rehabilitación. En 2015, los costes para la **UE** supusieron 45 mil millones de euros entre costes directos e indirectos. Reducir la incidencia de **ACVs** y la probabilidad de discapacidad a largo plazo ayudaría a reducir estos costes (Grieve et al., 2001; Matchar et al., 2015).

En los últimos datos proporcionados por el Instituto Nacional de Estadística indican que en España 420.064 personas viven con **DCA**. El 78 % de los casos han sufrido un ictus y en el 22 % restante se incluyen traumatismos craneoencefálicos entre otras causas (Quezada, 2020). Se estima que cada año se producen 104.071 casos nuevos.

Los supervivientes de un **ACV** generalmente experimentan hemiparesia (Peppen et al., 2004). Esto provoca un deterioro de las extremidades que implica una notable disminución de la Calidad de Vida Relacionada con la Salud (**CVRS**) (Nichols-Larsen et al., 2005). Un programa de rehabilitación adecuado puede ayudar a los pacientes hemiparéticos a aprender nuevas formas de controlar sus extremidades afectadas. Además, la terapia intensiva puede lograr que las personas que sufren de hemiparesia recuperen el movimiento. Sin embargo, los recortes en el sistema sanitario obligan a los especialistas a reducir los costes de la atención sanitaria con el fin de mejorar la productividad económica (Langhorne et al., 2009). Esto ha dado lugar a la reducción

del tiempo de hospitalización del paciente (Ottenbacher et al., 2004; Carignan y Krebs, 2006).

Esta situación, junto con la necesidad de rehabilitación y asistencia que presentan estas personas, hacen que el cuidado y los ejercicios de rehabilitación que proporcionan las plataformas robóticas de rehabilitación cobren aún más importancia en la actualidad y en los próximos años (Oña et al., 2018).

Según la Agenda Europea de Investigación Estratégica en Robótica (*Robotics 2020 Multi Annual Roadmap s.f.*), la aplicación de la robótica a la práctica clínica se puede dividir en tres campos:

- **Robótica clínica:** sistemas que apoyan los procesos diagnósticos y quirúrgicos.
- **Robótica de rehabilitación:** haciendo referencia a la atención post-operatoria o posterior a la lesión en la que la interacción directa con un sistema robótico mejoraría la recuperación del paciente.
- **Robótica asistencial:** cubre otros aspectos de la robótica dentro del proceso de atención médica. En este caso la función principal del sistema robótico es proporcionar ayuda asistencial a los cuidadores o directamente a los pacientes, ya sea en el hospital o en un centro de atención especializada.

Por lo tanto, dentro de la robótica de rehabilitación se engloban tanto los dispositivos robóticos de entrenamiento (terapias asistidas por robots) como los dispositivos de apoyo (exoesqueletos) o reemplazo (prótesis) de las funciones deterioradas o perdidas. De esta forma, los robots se presentan como una herramienta útil durante el proceso de recuperación del tratamiento neurológico de un paciente. Dichos sistemas participan activamente y ayudan al terapeuta a mejorar el rendimiento del proceso de rehabilitación.

El proceso de planificación de los protocolos de intervención, se basa en diferentes factores que dependen del tipo de lesión y de cómo afecta al desarrollo de las actividades de la vida diaria (AVD) del paciente. Muchas de las medidas de intervención están sistematizadas (medidas concretas para problemas específicos), pero no hay razón para creer que existe un tratamiento óptimo que sirva para todo el mundo. Es por ello que la terapia debe adaptarse (nivel de intensidad, número de repeticiones y duración del ejercicio) a las necesidades y habilidades de cada paciente (Krebs et al., 2003).

El interés por dispositivos robóticos de rehabilitación está aumentando cada vez más debido a las limitaciones de los enfoques convencionales. Uno de los principales

campos de aplicación ha sido la rehabilitación de ACVs, donde los estudios clínicos han demostrado que las plataformas robóticas de rehabilitación pueden mejorar los resultados a largo plazo en comparación con los resultados obtenidos en una terapia convencional (A. C. Lo et al., 2010; Klamroth-Marganska et al., 2014).

Además, la rehabilitación asistida por robots generalmente se combina con terapia virtual. Existen dos razones para ello. En primer lugar, la terapia virtual basada en juegos serios es muy versátil, permite crear una gran diversidad de actividades para adaptarnos a las necesidades de los pacientes. En segundo lugar, este tipo de terapia puede aumentar la motivación del paciente, lo que los profesionales han descrito como un factor determinante en el resultado de la rehabilitación (Maclean et al., 2000). La rehabilitación asistida por un robot en combinación con juegos terapéuticos consigue mejorar los resultados en comparación con los resultados obtenidos empleando únicamente un dispositivo robótico (Mirelman et al., 2009; Brütsch et al., 2011) o aplicando una terapia convencional (Laver et al., 2015). Sin embargo, no se sabe con exactitud que características hay que potenciar en las terapias virtuales asistidas por dispositivos robóticos para maximizar los resultados de la rehabilitación de pacientes que hayan sufrido un ACV (Laver et al., 2015).

Uno de los elementos que resultan de gran importancia son los algoritmos de adaptación de la dificultad, los cuales consiguen maximizar la intensidad del ejercicio a largo plazo (Colombo; Pisano; Mazzone et al., 2007; Mihelj et al., 2012; Cameirão et al., 2010). Con un ejercicio más intensivo se aumenta la probabilidad de acelerar la recuperación funcional después de sufrir un ACV (Kwakkel, 2006).

También se ha intentado mejorar la motivación por medio de elementos audiovisuales, otorgando puntuaciones y proponiendo desafíos cognitivos (Zimmerli et al., 2013; Mihelj et al., 2012). El objetivo es aumentar la predisposición de los pacientes a ejercitarse a largo plazo, con el fin de aumentar el número de ejercicios realizados. Se ha demostrado que los pacientes con mayores niveles de motivación muestran una mayor adherencia al tratamiento de rehabilitación (Friedrich et al., 1998).

1.2 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

El consenso generalizado en la literatura sobre la rehabilitación del ictus es que la terapia virtual asistida por dispositivos robóticos es una buena herramienta para incrementar la motivación y la intensidad del ejercicio, ya sea directamente mediante

la adaptación de la dificultad, o indirectamente a través de elementos que hagan que los pacientes estén dispuestos a realizar ejercicio durante mayores períodos de tiempo. Sin embargo, un aspecto infrautilizado en la robótica de rehabilitación es la interacción social como factor a la hora de aumentar el nivel de intensidad y la motivación de los pacientes.

La interacción social en forma de juego multijugador ha destacado como un elemento potencialmente importante en la rehabilitación motora, tanto en terapias entre terapeuta y paciente (M. Johnson et al., 2006), como entre dos pacientes (Novak et al., 2014). Varios estudios demuestran que jugar con o contra otras personas es más atractivo y divertido que jugar contra oponentes controlados por ordenador (Lim y Reeves, 2010; Weibel et al., 2008).

Aunque estudiar la interacción social se sugirió ya en 2006 (M. Johnson et al., 2006), no se ha investigado mucho al respecto. Una de las primeras implementaciones llevadas a cabo fue la realizada por Carignan y Krebs (2006), quienes desarrollaron un sistema de colaboración paciente-terapeuta en un entorno de tele-rehabilitación, pero que no llegaron a evaluar. Posteriormente M. J. Johnson et al. (2008) realizaron una evaluación de un sistema de tele-rehabilitación con dos robots, y mostró que los sujetos jóvenes sanos prefieren realizar una actividad de rehabilitación con un ser humano en lugar de con un oponente virtual. Otros estudios han demostrado que los pacientes prefieren la modalidad de juego multijugador en lugar de jugar solos, y exhiben una mayor amplitud de movimiento en una modalidad de juego de dos jugadores (Ballester et al., 2012). Aunque estos resultados fueron preliminares y no involucraron ningún dispositivo robótico, sugieren que los ejercicios de rehabilitación para dos jugadores pueden ser más divertidos y podrían incrementar el esfuerzo realizado por el paciente durante la tarea de rehabilitación.

Además, en el último año, a causa del confinamiento preventivo y la reducción de aforos provocado por la pandemia del SARS-CoV2, implantar un programas de rehabilitación y realizar el seguimiento de los pacientes han sido tareas mucho más complicadas. El desarrollo de nuevas estrategias de colaboración remota entre terapeuta y pacientes dota a los terapeutas de nuevas herramientas para mantener el seguimiento de los pacientes y aumentar su motivación.

1.3 PRINCIPALES CONTRIBUCIONES DE LA TESIS

El presente trabajo contiene algunas contribuciones originales en el campo de la robótica de rehabilitación y robótica asistencial. En particular en el desarrollo y análisis de estrategias avanzadas de integración de sistemas robóticos complejos. Algunas de ellas en orden de aparición son:

- Se ha diseñado una arquitectura multimodal capaz de integrar y comunicar componentes de diferente índole para desarrollar sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia.
- Se ha desarrollado un sistema robótico de asistencia que dota al usuario de la capacidad de realizar **AVD**. El sistema es capaz de integrar dispositivos robóticos de diferentes topologías (robot manipulador o de tipo exoesqueleto para miembro superior), a la vez que permite personalizar los interfaces de control del sistema en función de las necesidades y preferencias del usuario.
- Se ha desarrollado un sistema formado por dos dispositivos robóticos de rehabilitación capaz de implementar terapias de rehabilitación multijugador de tipo competitivas/cooperativas. Este sistema incorpora una serie de juegos serios donde en tiempo real, se muestra la evolución de ambos jugadores. El sistema también integra sensores para medir distintas señales fisiológicas con las que estimar la respuesta fisiológicas de ambos jugadores.
- Se ha estudiado cómo se ven afectadas las reacciones fisiológicas del usuario debido a la interacción social que implica una modalidad de juego interpersonal del tipo competitivo.
- Se ha desarrollado un sistema formado por dos dispositivos robóticos de rehabilitación capaz de implementar terapias maestro-esclavo en un entorno de tele-rehabilitación. El sistema desarrollado es capaz de implementar métodos de asistencia donde el terapeuta colabora con el paciente de forma remota.
- Se han evaluado las ventajas de una estrategia maestro-esclavo donde la asistencia al paciente es proporcionada por un terapeuta. También se ha explorado si este tipo de estrategia es aplicable en un entorno de tele-rehabilitación, donde la interacción social con el paciente es más limitada en comparación con estar con él en la clínica.

El trabajo realizado durante la tesis doctoral ha dado como resultado el siguiente modelo de utilidad publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas.

Modelo de utilidad publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas

Título: Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades.

Autores: García-Aracil, Nicolás; Catalán, José M.; López, David; García-Pérez, José V.; Díez, Jorge A.; Lledó, Luís D.; Blanco, Andrea; Bertomeu, Arturo.

Número: ES 1 234 596 U

Fecha de publicación: 12 de Septiembre de 2019

1.4 ESTRUCTURA DE LA TESIS

Esta tesis se encuentra enmarcada en los campos de la robótica de rehabilitación y robótica asistencial. En ella se persiguen los siguientes objetivos: el desarrollo de una arquitectura multimodal capaz de implementar sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia; y la implementación y evaluación de algunos sistemas de terapia interpersonales asistidas por dispositivos robóticos: terapias competitivas, terapias cooperativas, y terapias de tele-rehabilitación mediante una arquitectura de teleoperación maestro-esclavo.

Los principales resultados de esta tesis se han publicado en dos artículos en revistas incluidas en el *Journal Citation Reports* (JCR).

Este documento se estructura en siete capítulos, que desarrollan el contenido de estos dos artículos principales, y la implementación y evaluación de algunos sistemas de terapia interpersonales asistidas por dispositivos robóticos: terapias competitivas, terapias cooperativas, y terapias de tele-rehabilitación mediante una arquitectura de teleoperación maestro-esclavo. También se incluyen un capítulo introductorio y del estado del arte, así como un capítulo final donde se comentan las conclusiones. El documento queda estructurado de la siguiente manera:

- **CAPÍTULO 1:** Introducción al impacto de la robótica de rehabilitación en la sociedad actual, la motivación de esta tesis doctoral y un breve resumen de las principales contribuciones.
- **CAPÍTULO 2:** Estudio del estado del arte en los principales campos en los que se encuadra esta tesis doctoral. Primero se realiza una revisión de los estudios más

recientes en los que se evalúa el impacto de la interacción social en la robótica de rehabilitación. Seguidamente se presenta un breve análisis de algunos de los sistemas robóticos de tele-rehabilitación. Finalmente, se analizan algunas de las arquitecturas multimodales que se encuentran actualmente en la literatura

- **CAPÍTULO 3:** Diseño de la arquitectura multimodal desarrollada, y los diferentes sistemas implementados con esta arquitectura multimodal.
- **CAPÍTULO 4:** Evaluación de un paradigma de control capaz de controlar un exoesqueleto de brazo mediante señales EEG y EOG.
- **CAPÍTULO 5:** Analizar la forma en la que el estado afectivo del paciente se ve afectado por una modalidad de juego interpersonal.
- **CAPÍTULO 6:** Evaluación de las ventajas que ofrece un modelo de asistencia teleoperado por un terapeuta en un entorno de tele-rehabilitación mediante una estrategia de control maestro-esclavo.
- **CAPÍTULO 7:** Finalmente, este último capítulo expone las conclusiones obtenidas durante el desarrollo de la tesis doctoral y las líneas de trabajos futuros.

1.5 PUBLICACIONES

El trabajo realizado durante la tesis doctoral ha dado como resultado las siguientes publicaciones:

- Catalán, J. M.; García-Pérez, J. V.; Blanco, A.; Martínez, D.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2021), «Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality», *Sensors* **21**(11), DOI: [10.3390/s211113681](https://doi.org/10.3390/s211113681)
- Crea, S.; Nann, M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Baldoni, A.; Badesa, F. J.; Catalán, J. M.; Zollo, L.; Vitiello, N.; Aracil, N. G. et al. (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**(10823), págs. 1-9, DOI: [10.1038/s41598-018-29091-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-29091-5)

ESTADO DEL ARTE

Este capítulo se divide en tres partes. En una primera parte se realiza una revisión de los estudios más recientes en los que se evalúa el impacto de la interacción social en la robótica de rehabilitación. En la segunda parte se presenta un breve análisis de algunos sistemas robóticos de tele-rehabilitación. Finalmente, se analizan algunas de las arquitecturas multimodales que se encuentran actualmente en la literatura

2.1 IMPACTO DE LA INTERACCIÓN SOCIAL EN LA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN

Diseñar un juego de rehabilitación para dos jugadores no es trivial, ya que este podría llegar a afectar negativamente a la motivación del paciente. Fuera del campo de la rehabilitación, es bien sabido que los juegos competitivos y cooperativos son divertidos o frustrantes en función del juego y la personalidad de los jugadores (Schmierbach et al., 2012).

Los juegos competitivos tienen el potencial de proporcionar una experiencia de juego más intensa y de aumentar la motivación de los pacientes. En la Fig. 2.1 se muestra el montaje experimental de uno de los pocos estudios que se encuentra en la literatura en los que se emplean dos plataformas robóticas de rehabilitación en una modalidad de juego competitivo (Novak et al., 2014).

Sin embargo, algunos perfiles de jugadores pueden encontrar que perder en un juego

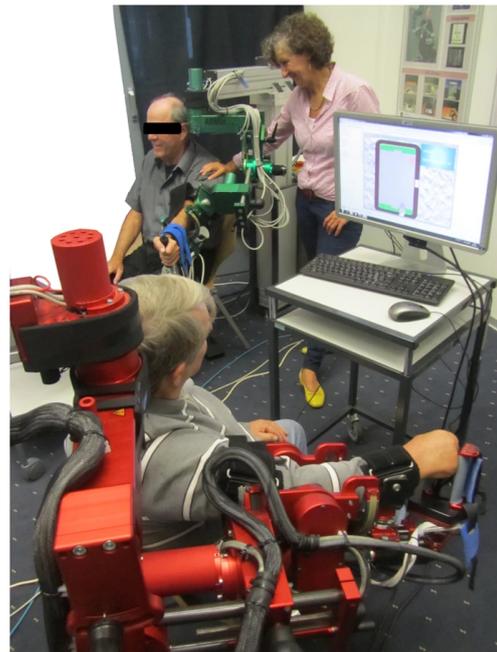


Figura 2.1: Dos pacientes participando en un juego competitivo mediante dos sistemas robóticos ARMin (Novak et al., 2014)

competitivo es muy desagradable, o simplemente no disfrutan compitiendo. Para este perfil de jugadores, una modalidad de juego cooperativa puede ser más adecuada. En la Fig. 2.2 se muestra el montaje experimental de un estudio reciente que busca evaluar un modo de juego colaborativo para mejorar la motivación de los pacientes (Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2020).



Figura 2.2: Dos pacientes realizando un ejercicio colaborativo, cada uno utiliza un sistema Bimeo (Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2020)

Uno de los principales retos de la actualidad en el desarrollo de juegos de rehabilitación interpersonales son los algoritmos de adaptación de la dificultad. Para conseguir motivar a ambos pacientes en un juego multijugador, ambos jugadores deben participar en igualdad de condiciones. Sin embargo, es complicado limitar el uso del sistema a parejas de pacientes con un nivel de habilidad similar. Es por ello que el sistema es el que debe adaptarse a los pacientes.

Los algoritmos de adaptación a la dificultad que encontramos actualmente en la literatura están generalmente basados únicamente en parámetros de rendimiento del juego (Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2017; Duarte et al., 2017), es decir, no tienen en cuenta el estado del paciente en la toma de decisiones. Evaluar el estado de los pacientes y adaptar la terapia en consecuencia es un problema complejo. Hay estudios que demuestran que es posible ajustar la terapia en función del estado del paciente en el caso de ejercicios de rehabilitación asistidos por robot de un único jugador (Badesa; Morales; N. M. Garcia-Aracil et al., 2014). En la Fig. 2.3 se muestra un ejemplo de uno de estos sistemas de adaptación (Badesa; Morales; N. Garcia-Aracil et al., 2014).

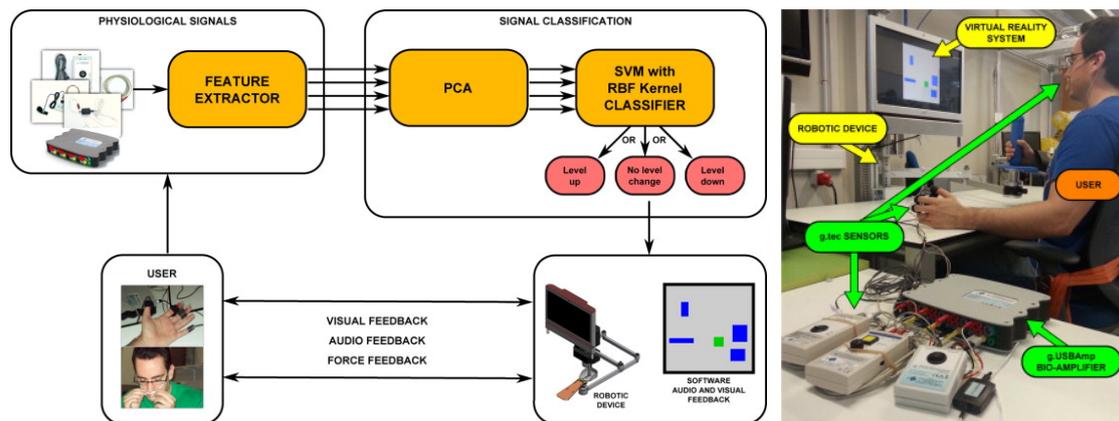


Figura 2.3: Diagrama y setup experimental del sistema autoadaptativo planteado por Badesa; Morales; N. Garcia-Aracil et al. (2014)

Realizar esta adaptación en una actividad de rehabilitación interpersonal es un reto aún mayor, ya que la interacción social podría afectar a la respuesta fisiológica de los pacientes durante el ejercicio. Esto hace que sea más difícil determinar el estado cognitivo y afectivo de los pacientes.

Actualmente, se están llevando a cabo estudios con los que se pretende evaluar nuevos métodos para adaptar los ejercicios competitivos teniendo en cuenta el estado afectivo del paciente (Darzi y Novak, 2019; Darzi; Wondra et al., 2019). Sin embargo, todavía no se ha resuelto como diferenciar si las reacciones fisiológicas se deben a la dificultad del juego o únicamente a la interacción social que implica la modalidad de juego. Este aspecto es clave para estimar las capacidades del paciente y determinar si aumentar o disminuir la dificultad del juego.

2.2 TELEOPERACIÓN MAESTRO-ESCLAVO EN ROBÓTICA DE TELE-REHABILITACIÓN

En medicina, el término tele-rehabilitación hace referencia a la prestación de servicios de rehabilitación a distancia en una amplia variedad de campos, como la terapia física y ocupacional. Este tipo de terapia reduce los costes de la atención médica (Peretti et al., 2017). Sin embargo, se necesitan más evidencias clínicas y científicas para promover la aceptación de esta técnica de telemedicina.

En la literatura hay estudios que demuestran que el rendimiento del tratamiento robótico en sujetos con ACV subagudo es similar a la terapia convencional (Aprile et al., 2020; K. Lo et al., 2017). Estos sistemas robóticos de tele-rehabilitación están concebidos para aumentar la independencia del paciente a la hora de realizar ejercicios de rehabilitación, permitiendo realizar ejercicios desde casa. En algunos casos, el sistema permite que el terapeuta configure de forma remota ciertos parámetros para adaptar la terapia a las necesidades del paciente (rango de movimiento, nivel de asistencia, etc). El mismo sistema robótico podría adaptar su comportamiento a la evolución del paciente, por ejemplo, basándose en medidas objetivas o mediante la implementación de alguna inteligencia artificial. Sin embargo, existe una modalidad de rehabilitación robótica que ha recibido poca atención en la literatura, pero que puede ser un enfoque interesante en determinados casos. Ha esta modalidad se le conoce como teleoperación.

La teleoperación robótica, normalmente se realiza mediante una estrategia de control maestro-esclavo. Con respecto a la rehabilitación, esta modalidad de control no solo permitiría al terapeuta modificar los parámetros del dispositivo robótico del paciente, sino también asistir en tiempo real a sus movimientos durante el ejercicio. Si bien hay algunos trabajos en la literatura que ya han estudiado esta modalidad (Kim et al., 2020; Zhang et al., 2019), todavía hay pocas evidencias de su desempeño en comparación con las terapias presenciales y tradicionales asistidas por robots. En la Fig. 2.4 se muestra uno de los sistema de teleoperación maestro-esclavo estudiados en la literatura (Sharifi et al., 2017).

En la literatura se han planteado muchos métodos de asistencia, y la mayoría difieren en la estrategia para definir el nivel de asistencia que se debe proporcionar al paciente (Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, s.f.; Blank et al., 2014). En la mayoría de los casos, el nivel de asistencia en un sistema robótico de rehabilitación suele definirse en base a una evaluación previa del paciente (Lledó et al., 2016). Con la información recogida en esta evaluación previa, se configuran ciertos parámetros del sistema robótico que se mantienen a lo largo del ejercicio y que permiten que el paciente pueda realizar el ejercicio con éxito. Actualmente, no existe un método objetivo estándar a la hora de ajustar el nivel de asistencia, el terapeuta suele realizarlo en base a su experiencia con el sistema, y muchas veces se tiende a configurar un nivel de asistencia un poco más alto del necesario para evitar que el paciente se desmotive por el hecho de recibir un nivel de asistencia inferior al que necesita para poder realizar el ejercicio correctamente.

Sin embargo, un método de teleoperación maestro-esclavo tiene el potencial de permitir al terapeuta modificar la asistencia en tiempo real y de forma remota,

ofreciendo un método de asistencia más adaptado a las necesidades del paciente, y por tanto, maximizar el esfuerzo por parte del paciente. Sin embargo, todavía hay pocas evidencias que apoyen esta hipótesis.

2.3 ARQUITECTURAS MULTIMODALES

Cuando hablamos de una arquitectura multimodal, hacemos referencia a un sistema que proporciona al usuario la posibilidad de escoger entre diferentes maneras de interactuar con él y controlarlo. Esto permite que pueda adaptarse a las necesidades y preferencias del usuario sin condicionar las funcionalidades del sistema. En la literatura encontramos algunas ejemplos de arquitecturas multimodales.

Frisoli et al. (2012) presentó un sistema para realizar terapias de rehabilitación asistidas por un exoesqueleto de miembro superior. Este sistema implementaba el control multimodal de un exoesqueleto robótico de brazo y mano para realizar AVDs. El control de los exoesqueletos se realizaba mediante un sistema interfaz

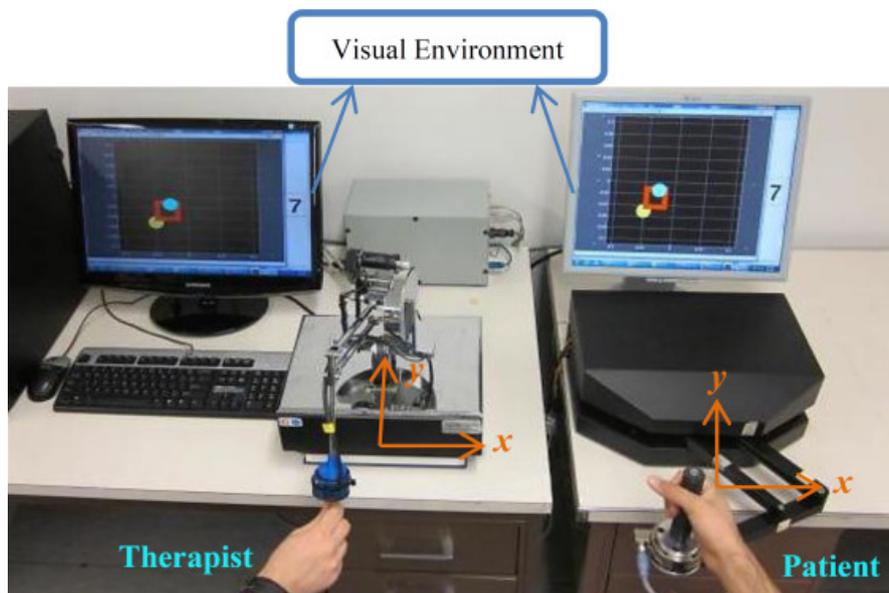


Figura 2.4: Sistema de teleoperación maestro-esclavo planteado por Sharifi et al. (2017): el maestro es el dispositivo Phantom Premium (izquierda) y el esclavo es el dispositivo robótico Quanser Rehab (derecha).

cerebro-computador (BCI) y un sistema de seguimiento ocular. Esta arquitectura fue desarrollada dentro del marco del proyecto BRAVO (Barsotti et al., 2015).

Meng et al. (2016) también presentó un sistema BCI para controlar un exoesqueleto de miembro superior. Desarrollaron un sistema de visión por computador por medio de una cámara Kinect de Microsoft para localizar y estimar la posición de los objetos con los que se quiere interactuar con el exoesqueleto de brazo.

Por otro lado, Pedrocchi et al. (2013), en el marco del proyecto MUNDUS, presentó una arquitectura multimodal compuesta por un exoesqueleto de brazo pasivo, una órtesis de mano robótica, un sistema BCI y un sistema para medir señales electromiografía (EMG) y EOG. El control de los dispositivos robóticos se realizaba mediante la estimación de la intención del usuario por medio de la actividad muscular residual, el movimiento de la cabeza, movimientos oculares o mediante el sistema BCI.

Por último, cabe destacar el proyecto Europeo MoreGrasp (Müller-Putz et al., 2017). En dicho proyecto se desarrolló una interfaz de usuario multimodal no invasiva que incluía una BCI para el control intuitivo de una neuroprótesis de agarre para ayudar a las personas con lesión en la médula espinal a realizar AVDs. En el proyecto se desarrollaron nuevas interfaces multimodales basadas en BCI no invasivas. Se desarrolló un sistema capaz de detectar la intención por parte del usuario de realizar diferentes movimientos de la mano mediante señales EEG medidas a través de un sistema inalámbrico. Con esta información, desarrollaron un interfaz de control para una prótesis robótica de mano.

DESARROLLO DE UNA ARQUITECTURA MULTIMODAL APLICADA A ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN Y ASISTENCIAL

En este capítulo se presenta el diseño de una arquitectura multimodal capaz de implementar sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia. En la primera parte de este capítulo se presenta el funcionamiento y estructura de la arquitectura multimodal desarrollada. Seguidamente, se describen los diferentes sistemas que se han implementado en base a esta arquitectura.

3.1 DISEÑO DE UNA ARQUITECTURA MULTIMODAL

Uno de los objetivos que se planteó en la tesis, fue desarrollar una estrategia de integración para implementar sistemas en base a una arquitectura multimodal. Se buscaba disponer de una arquitectura multimodal que fuera capaz de implementar sistemas para desarrollar aplicaciones tanto de robótica asistencial como de robótica de rehabilitación. Estos dos tipos de sistemas robóticos tienen necesidades y objetivos muy diferentes, por lo que otro de los requisitos fue que esta arquitectura debía ser modular, es decir, que permitiera añadir y quitar módulos en función de la aplicación del sistema. Basándome en estos requisitos, se realizó el planteamiento de la arquitectura multimodal que se ilustra gráficamente en el diagrama de la Fig. 3.1.

Tal y como puede observarse, la arquitectura cuenta con diferentes módulos. Por un lado tenemos una parte de la arquitectura preparada para integrar en el sistema sensores que miden distintos tipos de señales fisiológicas. La información recogida por estos sensores se procesa y se extraen parámetros que pueden servir para estimar el estado afectivo del paciente.

La arquitectura también cuenta con un módulo que se encarga de gestionar la comunicación con los diferentes interfaces de control, pero también es el responsable de integrar la información recibida de estos interfaces y de informar al controlador de alto nivel de los diferentes eventos que se produzcan. Cuando hablamos de interfaz de control, nos referimos a cualquier tipo de interfaz que permita predecir la intención

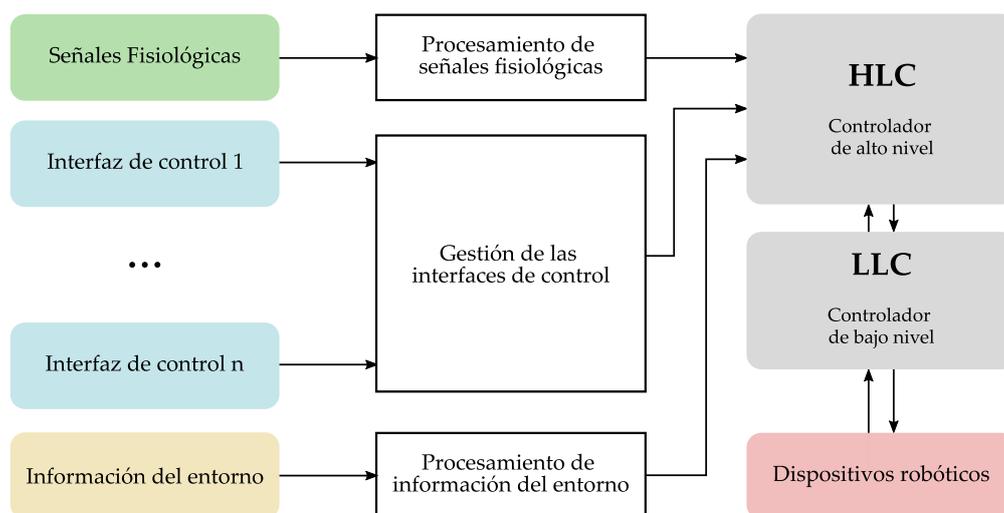


Figura 3.1: Diagrama ilustrativo de la estructura teórica de arquitectura multimodal modular desarrollada

del usuario (señales EEG, señales EOG, actividad muscular mediante EMG, etc.). Esta información se utiliza para controlar el funcionamiento del sistema.

En la arquitectura propuesta se dispone también de un módulo encargado de gestionar la comunicación con los dispositivos que proporcionen información del entorno (cámara RGB-D, sistema de localización, sensores láser, etc.). También tiene una parte dedicada a integrar las unidades encargadas de procesar la información proporcionada por estos dispositivos. Este módulo está especialmente concebido para aplicaciones de robótica asistencial.

La arquitectura desarrollada dispone de un sistema de control dividido en dos niveles. En el nivel más alto está el controlador de alto nivel (High Level Controller, HLC) encargado de implementar el funcionamiento principal del sistema. Es el responsable de interpretar la información proveniente de los sistemas de procesamiento de señales fisiológicas, los sistemas de gestión de las interfaces de control y de los sistemas que proporcionan información del entorno y se asegura de que las acciones de control sean seguras y fiables. Por debajo del HLC, se encuentra el controlador de bajo nivel (Low Level Controller, LLC). Este implementa el sistema de control y la comunicación con los dispositivos robóticos.

En las próximas secciones, se presentarán los diferentes sistemas que se han implementado en base a esta arquitectura multimodal.

3.2 IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMAS COMPLEJO DE ROBÓTICA ASISTENCIAL

La arquitectura multimodal planteada, se utilizó para implementar el sistema del proyecto AIDE. El objetivo del proyecto Europeo AIDE era contribuir a la mejora de las interfaces de usuario mediante el desarrollo y evaluación de una arquitectura que se pudiera personalizar para las necesidades individuales de las personas con distintas capacidades.

El proyecto se centró en el desarrollo de un nuevo paradigma de control para dispositivos robóticos de asistencia que integrara la información de las habilidades residuales del usuario, del entorno, la estimación del estado emocional del paciente y la predicción de la intención del usuario. En la Fig. 3.2 se muestra un diagrama que describe los diferentes componentes que forman el sistema AIDE.

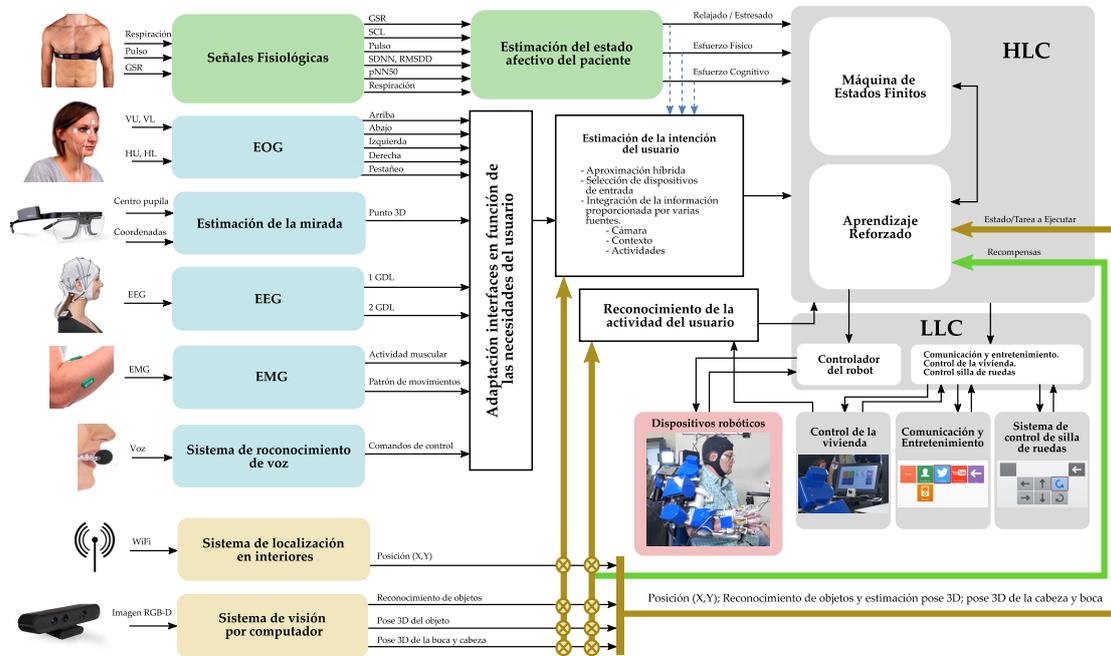


Figura 3.2: Diagrama de bloques de la arquitectura multimodal del proyecto AIDE.

El sistema cuenta con un módulo encargado de gestionar y configurar las interfaces de usuario que van a utilizarse para controlar el sistema. En la Fig. 3.2 se muestran los diferentes interfaces que han sido evaluados a lo largo del proyecto AIDE. Entre ellos encontramos un sistema BCI mediante señales EEG, el uso de señales EOG, medición

de la actividad muscular por medio de [EMG](#), gafas de estimación de la mirada, y finalmente un sistema de reconocimiento de voz.

El sistema también dispone de un módulo destinado a la estimación del estado afectivo del paciente por medio de señales fisiológicas, como pueden ser la respuesta galvánica de la piel ([GSR](#)), el electrocardiograma ([ECG](#)) o la respiración.

Además, recoge información del entorno por medio de un sistema de localización en interiores y de un sistema de visión por computador.

El sistema AIDE también puede integrar diferentes dispositivos robóticos de forma simultánea. Este sistema ha sido evaluado empleando de forma simultánea dos dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto (un exoesqueleto de brazo y un exoesqueleto de mano) ([Crea; Nann et al., 2018; Nann et al., 2020](#)). El sistema también se ha probado con éxito con un dispositivo robótico manipulador robótico externo.

Además, existen otros elementos de control entre los que se incluyen un interfaz gráfica de usuario ([GUI](#)) el cual da acceso al usuario a una interfaz para controlar la vivienda (persianas, luces, televisión, etc.), a un sistema de comunicación y entretenimiento, y al control de navegación de la silla de ruedas. Esta [GUI](#) también permite al usuario elegir entre las diferentes actividades de la vida diaria que puede realizar con ayuda del sistema, como pueden ser: comer, beber, prepararse la comida en el microondas, lavarse, etc.

3.3 IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMAS ROBÓTICOS DE REHABILITACIÓN

Partiendo de la arquitectura multimodal que se presenta en este capítulo, se ha llevado a cabo la implementación de sistemas de robótica de rehabilitación multijugador para terapias competitivas, cooperativas y de tele-rehabilitación basadas en técnicas de teleoperación maestro-esclavo.

Cuando se trata de un sistema de robótica de rehabilitación para terapias multijugador, disponemos de un sistema para cada paciente. Esto quiere decir que necesitamos ser capaces de interconectar más de un sistema. El objetivo era crear algún tipo de estrategia que permitiera interconectar estos sistemas independientemente de los dispositivos que los conformen. En esta sección se describe el método de interconexión automática que se ha desarrollado y se explica en detalle la implementación de los

sistemas de robótica de rehabilitación que se han llevado a cabo partiendo de la arquitectura multimodal presentada en este capítulo.

3.3.1 Estrategia para la interconexión automática

Para interconectar de forma automática varios sistemas robóticos, se ha desarrollado un método de establecimiento de la conexión basado en mensajes multicast. La idea de este método es establecer un primer periodo de emparejamiento donde se comparta la información necesaria para establecer una comunicación punto a punto entre los diferentes sistemas. En este periodo de establecimiento de la comunicación, los dispositivos no tienen información ni del número de dispositivos que forman parte de la red, ni de sus direcciones IP. Es por ello que se hace uso del protocolo de enrutamiento multidifusión (o IP multicast).

Dentro de una red, encontramos dos formas de realizar la difusión de mensajes. Una es mediante mensajes de difusión amplia, o broadcast, y la otra es el protocolo multicast (Fig. 3.3). La diferencia clave entre ambos métodos de difusión de mensajes es que en el broadcast, el envío se realiza a todos los puntos finales de una red o subred, mientras que en el caso del protocolo multicast, el mensaje se transmite exclusivamente a un grupo de multidifusión, es decir, a ciertos destinatarios en concreto que no es necesario que se encuentren dentro de una misma red.

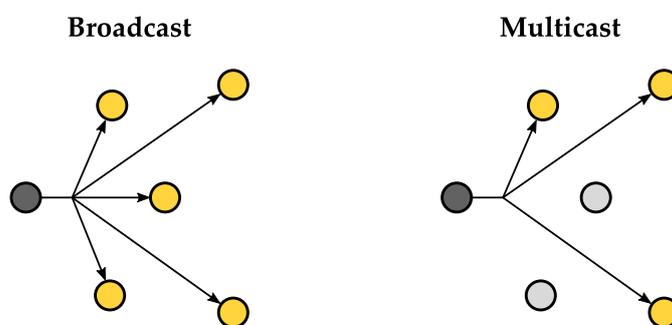


Figura 3.3: Ilustración de la diferencia entre los mensajes de difusión amplia, o broadcast y protocolo de enrutamiento multidifusión (o IP multicast)

La estrategia empleada en este periodo de emparejamiento se describe gráficamente en el diagrama de la Fig.3.4

Al arrancar, nos registramos dentro del grupo de multidifusión al que pertenecen todos los sistemas que queremos interconectar. En este estado (*Estado 0*) avisamos al

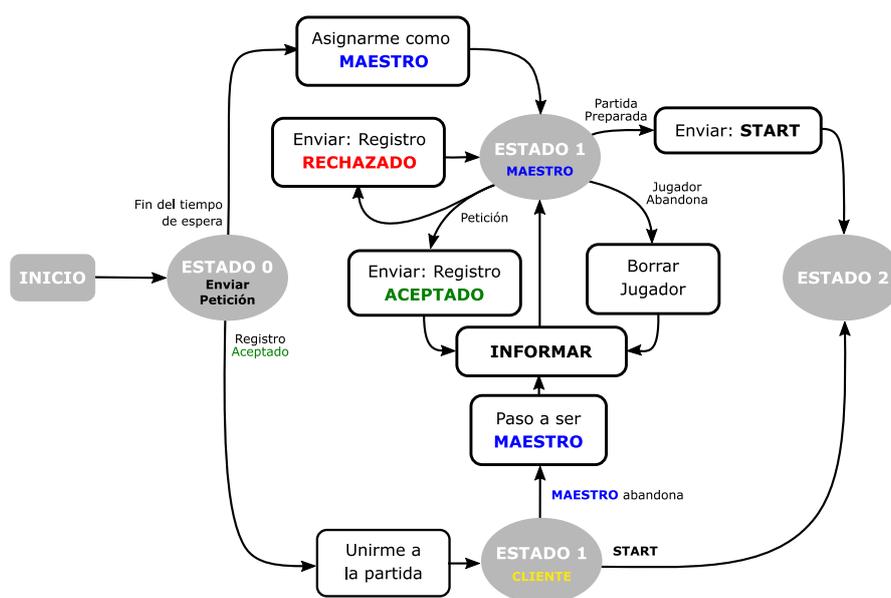


Figura 3.4: Diagrama de bloques que ilustra la estrategia de emparejamiento automático de dispositivos

resto de sistemas mediante un mensaje multicast de que somos un sistema nuevo que acaba de conectarse a la red.

Dentro de la red, existen 2 roles (Anfitrión y Cliente). El sistema anfitrión, es el que se encarga de ejecutar el juego y gestionarlo en función de la información recibida por los clientes. Por otro lado, el cliente comparte su información y se encarga únicamente de visualizar el juego. El anfitrión, también se encarga de registrar en el sistema a los nuevos clientes, de compartir con ellos la configuración necesaria en función de la actividad que se esté llevando a cabo y de gestionar los eventos que se produzcan durante la partida, tales como la desconexión de algún cliente, o los eventos que puedan producirse durante el ejercicio.

En el estado inicial (*Estado 0*), el sistema esperará la respuesta por parte del anfitrión con la que obtener la información necesaria para establecer la comunicación con el resto de sistemas (por ejemplo, número de dispositivos, tipo de actividad, direcciones IP y puertos, etc.) (*Estado 1 - Cliente*). Si pasado un tiempo, no obtenemos respuesta de ningún anfitrión, entenderemos que no existe ningún sistema con ese rol dentro de la red y asumiremos ese rol (*Estado 1 - Anfitrión*). En el momento en el que el anfitrión confirme que la red ya se ha constituido, avisará a los clientes de que el ejercicio puede comenzar (*Estado 2*).

3.3.2 *Terapia competitiva*

En base a la arquitectura multimodal que se presenta en este capítulo, se ha realizado la implementación de un sistema robótico de rehabilitación para desarrollar terapias competitivas de dos jugadores. En la Fig. 3.5 se muestra un diagrama de la arquitectura implementada.

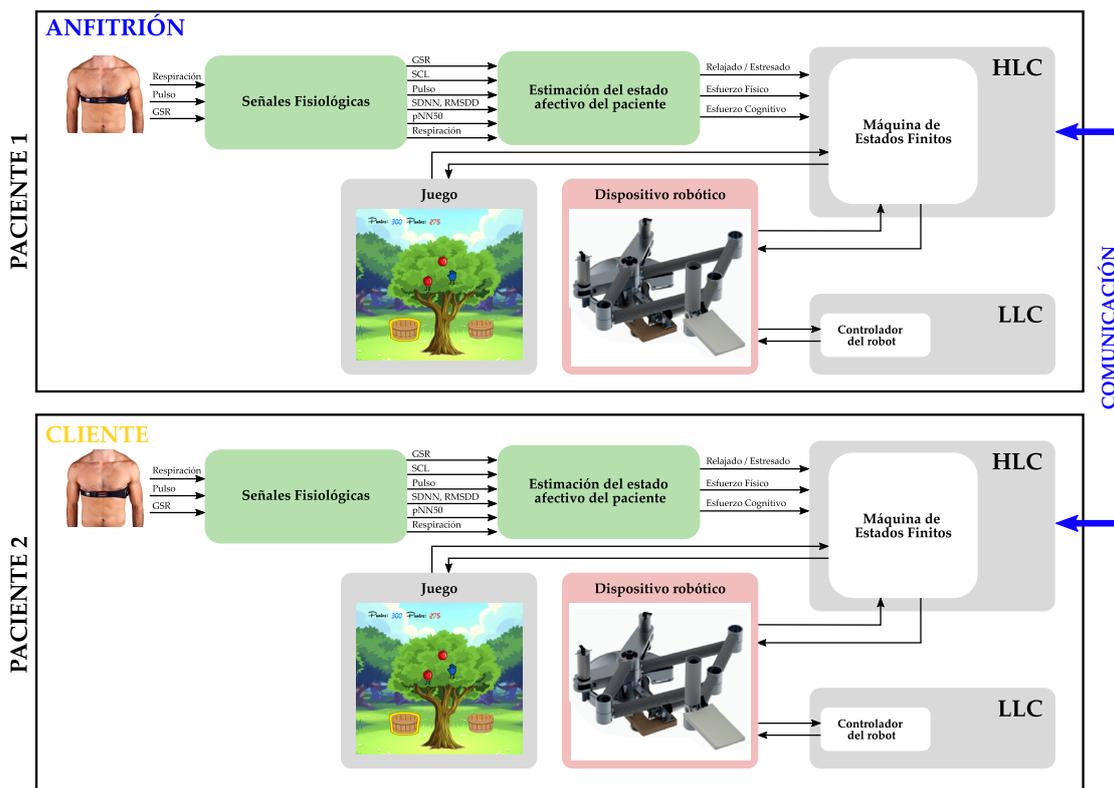


Figura 3.5: Diagrama de la arquitectura del sistema de rehabilitación asistido por robots para terapias competitivas

Como puede observarse, esta formada por dos sistema idénticos, uno para cada paciente. Cada sistema cuenta con un módulo que gestiona la comunicación con los sensores que miden señales fisiológicas del usuario/paciente. En este caso se utilizan sensores para medir la respiración, pulso, y **GSR** de cada paciente. Esta información se utiliza para estimar el estado afectivo del paciente. Por otro lado, ambos sistemas cuentan con un dispositivo robótico de rehabilitación de miembro superior con el que interactúa el usuario para llevar a cabo el ejercicio. También disponen de un **GUI** en

el que se les mostrará el juego terapéutico. La actividad desarrollada consiste en una modalidad de juego punto a punto (Fig. 3.6).



Figura 3.6: Captura del juego competitivo desarrollado

El objetivo del juego es coger las manzanas y depositarlas en las cestas antes que tu rival. Las manzanas aparecerán una a una. Se repartirán puntos en función del orden en el que se llegue al cesto para depositar la manzana, ganando más puntos el que lo haga primero.

En la Fig. 3.7 se muestra una imagen del montaje experimental que se utilizó para evaluar el sistema.

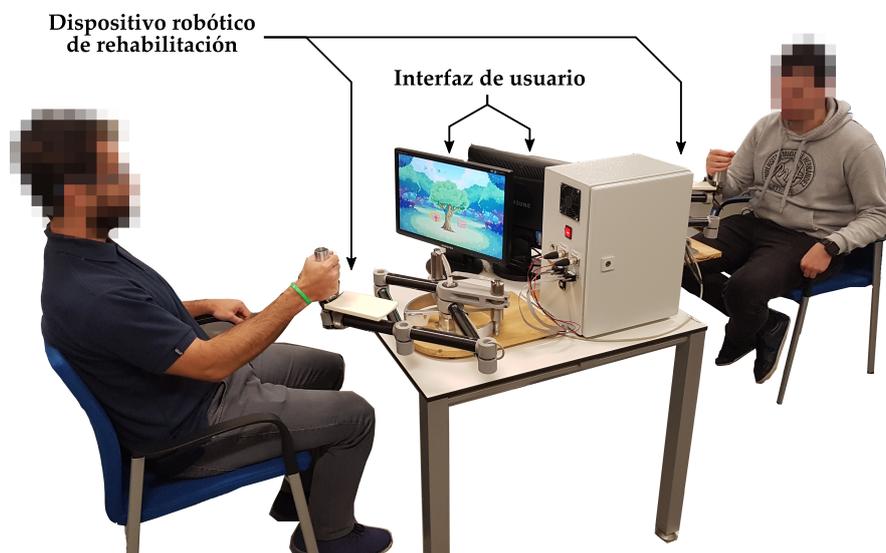


Figura 3.7: Fotografía de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias competitivas

3.3.3 *Terapia cooperativa*

En base a la arquitectura multimodal que se presenta en este capítulo, se ha llevado a cabo la implementación de un sistema robótico de rehabilitación para terapias cooperativas. En la Fig. 3.8 se ilustra gráficamente la estructura del sistema implementado.

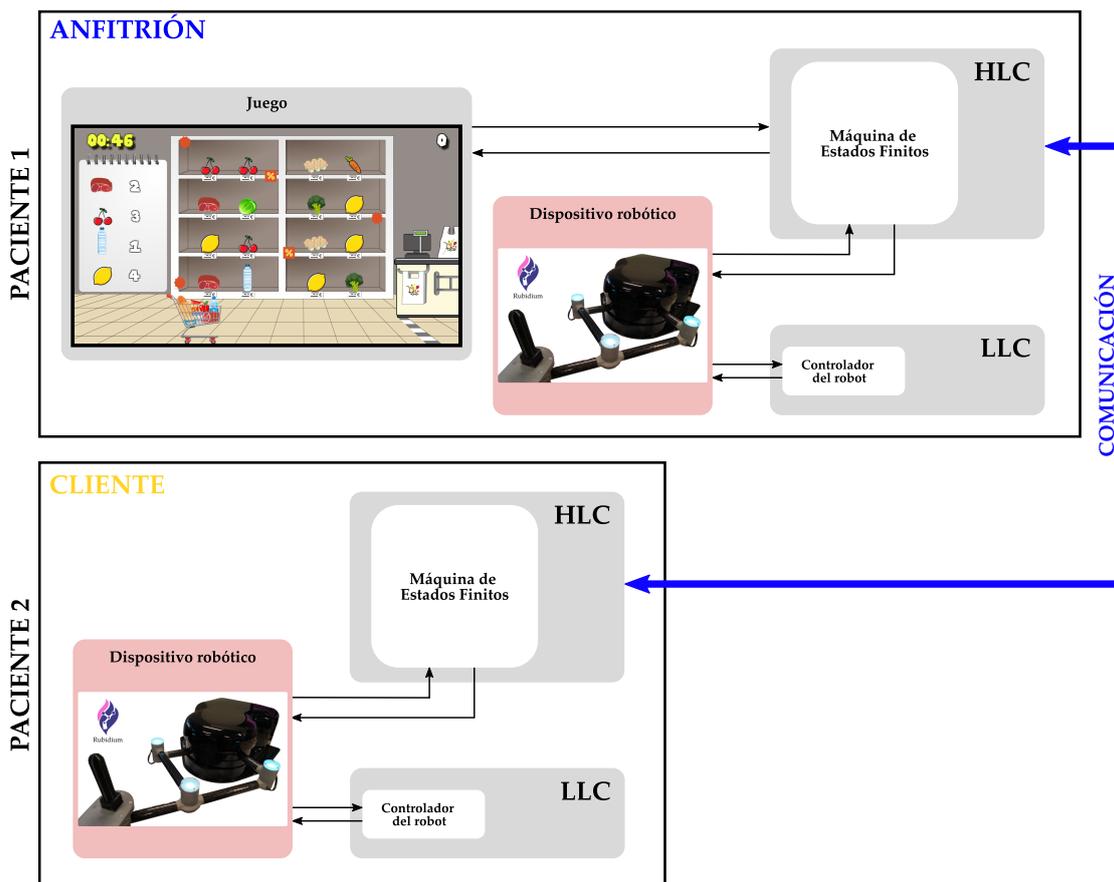


Figura 3.8: Diagrama de la arquitectura del sistema de rehabilitación asistido por robots para terapias cooperativas

La arquitectura está compuesta por dos sistemas. Cada uno dispone de un dispositivo Rubidium. Rubidium es una plataforma robótica de rehabilitación comercializada y distribuida por la spin-off iDRhA (iDRhA, 2021). La diferencia entre ambos sistemas es que el anfitrión es el que ejecuta y gestiona el juego en función de la información recogida por el propio sistema y de la información recibida por el cliente, mientras que el cliente no ejecuta ni gestiona el juego. El sistema está pensado para que ambos

jugadores utilicen el mismo GUI en el mismo monitor. En la Fig. 3.9 se muestra una captura de la actividad cooperativa desarrollada.

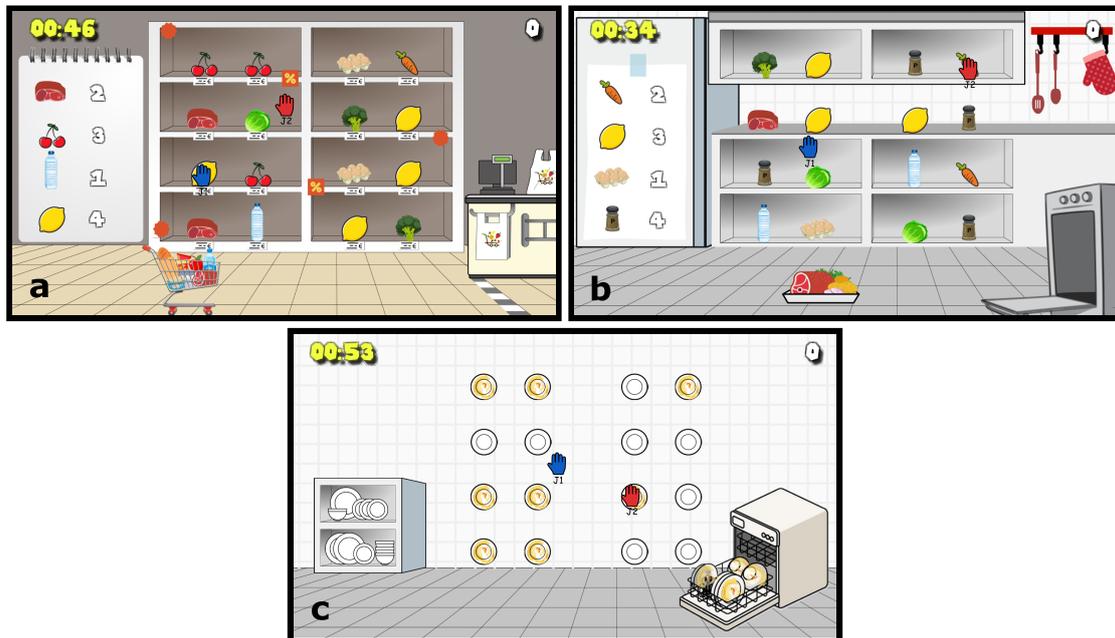


Figura 3.9: Captura de los diferentes escenarios con los que cuenta el juego cooperativo desarrollado. **a** Hacer la compra en el supermercado; **b** Cocinar la receta en el horno; **c** Lavar los platos

La actividad consiste en un juego de tres escenarios basados en AVDs. En el primer escenario los pacientes tendrán que realizar la compra en un supermercado (3.9a). Para completar con éxito la lista de compra, los pacientes tendrán que coger de las estanterías y colocar en el cesto los productos indicados antes de que se acabe el tiempo. Cuando hayan completado la lista de compra con éxito, pasarán al siguiente escenario, que consiste en una cocina (3.9b). Ahora el objetivo es cocinar una receta. Para ello, tendrán que poner en la bandeja del horno todos los ingredientes que se indican en la receta que se muestra a la izquierda de la pantalla antes de que se acabe el tiempo. Para terminar, en el último escenario los pacientes tendrán que organizar los platos (3.9c). El objetivo es poner los platos limpios en el armario y los platos sucios en el lavavajillas. En la Fig. 3.10 se muestra una imagen del montaje experimental completo.



Figura 3.10: Fotografía de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias cooperativas

3.3.4 *Teleoperación maestro-esclavo*

Basándome en la arquitectura multimodal que se presenta en este capítulo, se ha implementado un sistema de teleoperación maestro-esclavo para terapias de tele-rehabilitación asistida por robots. El objetivo de esta terapia es el siguiente. En este sistema, el paciente realiza un ejercicio mediante una plataforma de rehabilitación Rubidium. Simultáneamente, el terapeuta cuenta con otro dispositivo Rubidium que monitoriza y replica el comportamiento del sistema del paciente. De esta manera, el terapeuta podrá evaluar de forma remota cuando ofrecer asistencia al paciente. Por tanto, la arquitectura de este sistema cuenta con dos roles claramente diferenciados (3.11).

Por un lado, el sistema Esclavo es el con el que interactúa el paciente. Este sistema integra el dispositivo robótico de rehabilitación que va a utilizar el paciente para realizar el ejercicio. Además, es el encargado de ejecutar la actividad que va a realizarse. Por otro lado, el sistema maestro es el que utiliza el terapeuta para asistir de forma remota al paciente. Este sistema cuenta con un dispositivo robótico de rehabilitación idéntico al que está utilizando el paciente, con la diferencia de que en el efector final del robot se ha colocado un sensor de fuerza. Este sensor actúa como una interfaz de control del sistema y sirve para estimar la fuerza que desea aplicar el terapeuta sobre el efector final del paciente. La estimación de la fuerza de asistencia que aplica el terapeuta se envía en tiempo real para afectar directamente al controlador del robot implementado

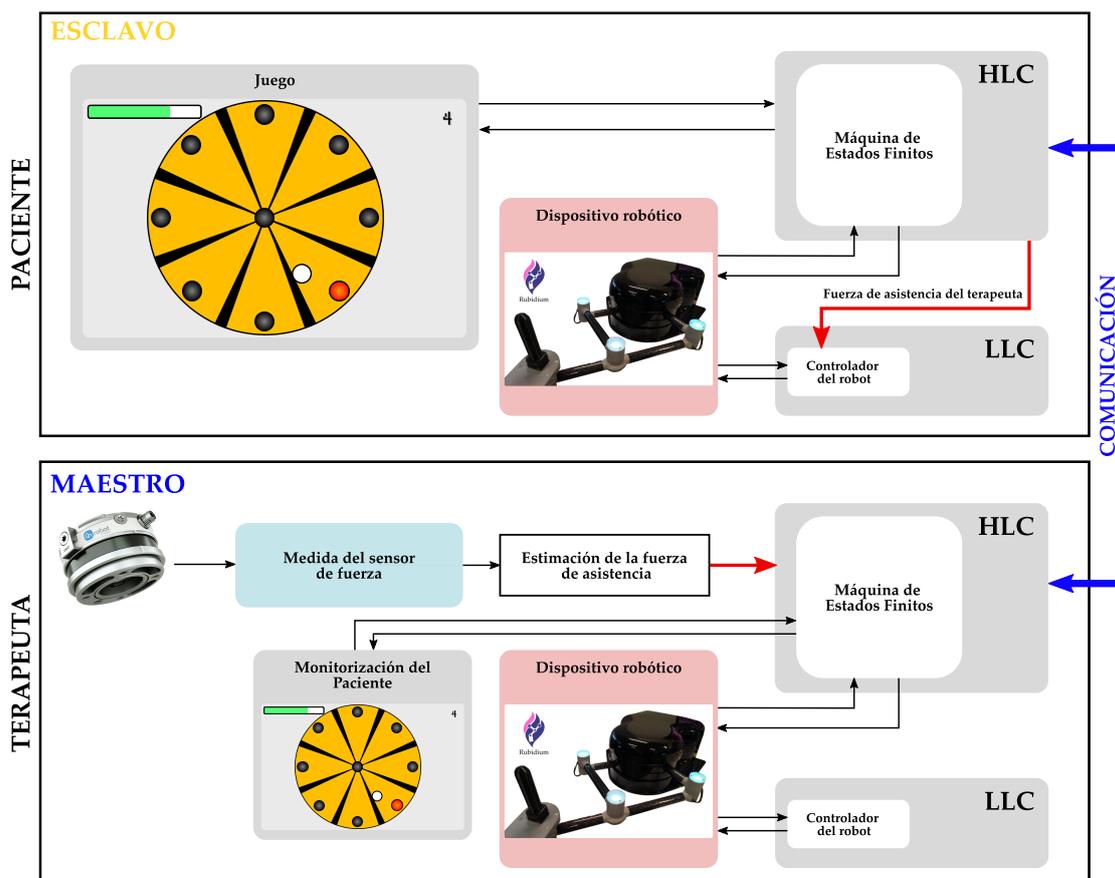


Figura 3.11: Diagrama de la arquitectura del sistema de teleoperación maestro-esclavo para terapias de tele-rehabilitación asistida por robots

en el LLC del sistema del paciente. El ejercicio que se ha desarrollado para evaluar este sistema consiste en una ruleta (Fig. 3.12).

La posición del jugador se representa mediante un círculo blanco. Primeramente, el paciente tiene que esperar en el centro de la ruleta a la espera de que uno de los objetivos se ilumine (Fig. 3.12a). En ese momento, deberá alcanzar dicho objetivo antes de que se agote el tiempo. Una vez alcanzado, tendrá que volver al centro y quedarse a la espera del siguiente objetivo. En la parte superior derecha de la pantalla se indica el número de objetivos restantes. En la parte superior izquierda de la pantalla, se indica el tiempo restante para alcanzar el objetivo actual. El número de objetivos puede configurarse antes de arrancar el juego. Un objetivo se considera alcanzado cuando la distancia al objetivo, d , es menor o igual a la distancia r (Fig. 3.12b). La distancia r puede adaptarse en función del nivel de asistencia que necesite cada paciente para

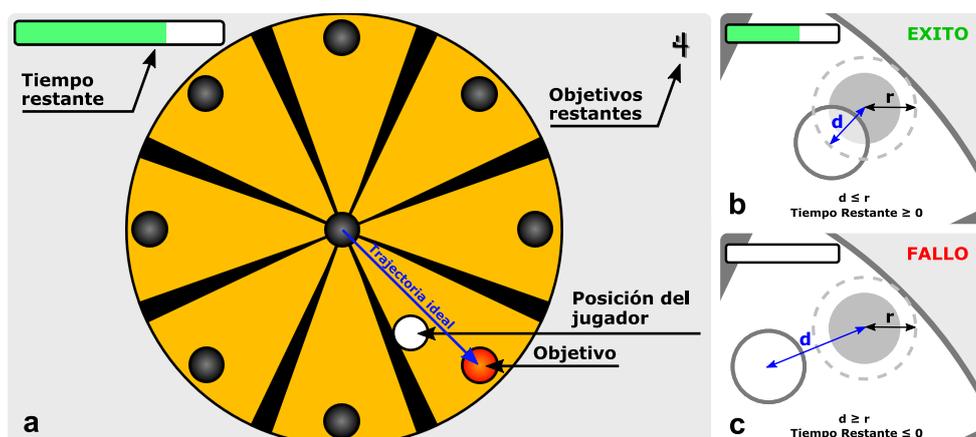


Figura 3.12: Captura del juego desarrollado para la terapia de teleoperación

realizar correctamente el ejercicio. Los objetivos se seleccionan al azar, garantizando que todos se seleccionen el mismo número de veces.

En la Fig. 3.13 se muestra una imagen del montaje experimental que se ha utilizado para evaluar el sistema. En la imagen puede observarse como un paciente realiza el ejercicio mediante un dispositivo Rubidium mientras que un terapeuta le ofrece asistencia remota mediante otro dispositivo Rubidium.



Figura 3.13: Fotografía de la implementación del sistema robótico de tele-rehabilitación siendo evaluado con un paciente y un terapeuta

3.4 DISPOSITIVO ROBÓTICO INTERCONECTABLE

La arquitectura multimodal que se ha introducido en este capítulo junto con la estrategia de interconexión automática, han dado como resultado el siguiente modelo de utilidad publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas.

Modelo de utilidad publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas

Título: Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades.

Autores: García-Aracil, Nicolás; Catalán, José M.; López, David; García-Pérez, José V.; Díez, Jorge A.; Lledó, Luís D.; Blanco, Andrea; Bertomeu, Arturo.

Número: ES 1 234 596 U

Fecha de publicación: 12 de Septiembre de 2019

Esta patente presenta una arquitectura de integración capaz de interconectar varios dispositivos robóticos de rehabilitación dentro de un mismo sistema. En la Fig. 3.14 se muestra un diagrama de bloques que ilustra la capacidad que tiene esta arquitectura para detectar el número de dispositivos robóticos interconectados, seleccionar una modalidad de control, y adaptar la configuración de la modalidad de juego y el nivel de asistencia a las necesidades de los pacientes.

En la Fig. 3.15 se ilustran algunas de las arquitecturas que el sistema es capaz de implementar. Cada una de estas arquitecturas puede implementar un tipo de terapia distinta. Por ejemplo, el sistema descrito en la Fig. 3.15a podría emplearse tanto en terapias multijugador donde dos pacientes colaboran en una misma actividad, pero la arquitectura descrita en la Fig. 3.15b puede ser más adecuada para juegos competitivos. Sin embargo, ambas son adecuadas para implementar terapias maestro-esclavo entre terapeuta y paciente.

Por otro lado, la Fig. 3.15c únicamente ilustra la capacidad del sistema de incorporar más de dos dispositivos dentro de un mismo sistema. Y el caso de la arquitectura representada en la Fig. 3.15d, está específicamente pensada para terapias bilaterales de miembro superior, donde el paciente utilizaría ambos brazos para llevar a cabo un determinado ejercicio.

Independientemente de la modalidad de juego, el sistema es capaz de integrar sensores junto con los dispositivos robóticos para, por ejemplo, estimar el estado fisiológico del paciente o el movimiento articular del brazo, entre otros. Además, como

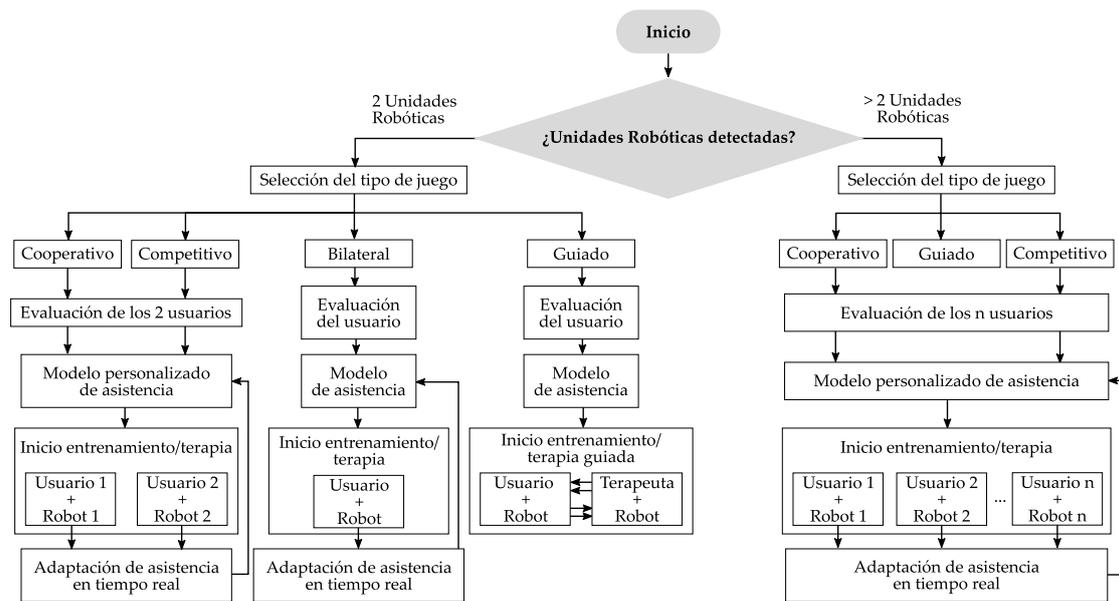


Figura 3.14: Diagrama de bloques que ilustra las capacidades del sistema descrito en el modelo de utilidad titulado "Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades" publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas con número ES 1 234 596 U.

puede observarse en las diferentes arquitecturas de la Fig. 3.15, el sistema cuenta con un juego que muestra en tiempo real la información de todos los pacientes que están participando de forma simultánea (posición dentro del juego de cada jugador, puntuaciones, etc.).

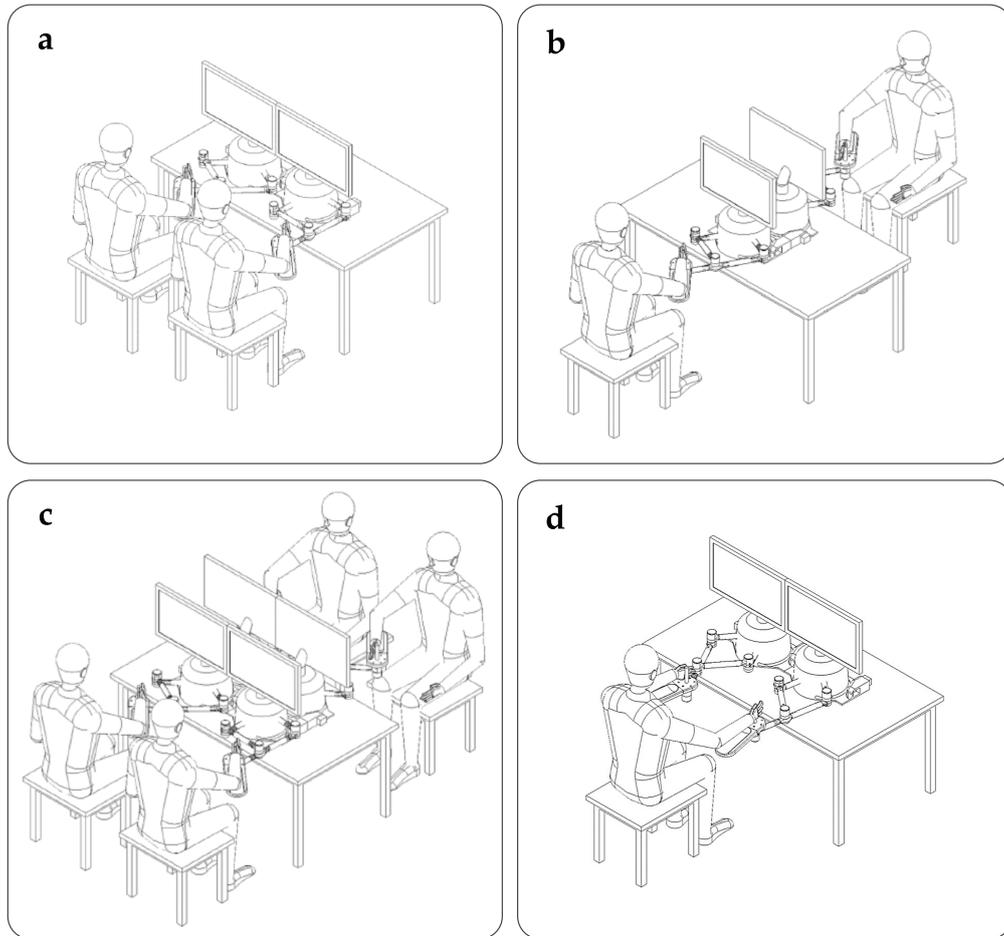


Figura 3.15: Ilustración de algunos de las arquitecturas que es capaz de implementar el sistema descrito en el modelo de utilidad titulado "Dispositivo robótico interconectable para rehabilitación de extremidades" publicado en la Oficina Española de Patentes y Marcas con número ES 1 234 596 U

CONTROL MULTIMODAL DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA LA ASISTENCIA EN LA REALIZACIÓN DE ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA

4.1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años, en el campo de la robótica de rehabilitación, se han desarrollado muchos dispositivos robóticos para la movilización de las extremidades superiores (Veerbeek et al., 2017; Maciejasz et al., 2014; Masiero et al., 2007; Colombo; Pisano; Micera et al., 2005). Para la recuperación de las funcionalidades necesarias para el correcto desempeño de las AVDs, se han propuesto otros sistemas que incluyen un sistema de seguimiento de la mirada (Dziemian et al., 2016). Estos sistemas a menudo son fijos. Sin embargo, los últimos avances han dado como resultado el desarrollo de dispositivos que pueden ser utilizados en entornos de la vida cotidiana para ayudar en las AVDs, como por ejemplo, exoesqueletos vestibles de miembro superior (Maheu et al., 2011; Brose et al., 2010; Pedrocchi et al., 2013) o exoesqueletos de mano (Cempini et al., 2014; Gandolla et al., 2017).

Mientras que los dispositivos robóticos manipuladores externos están especialmente diseñados para personas con una pérdida total del control de las extremidades superiores, los exoesqueletos son especialmente interesantes para aquellos pacientes que tengan algún tipo de control residual. Los exoesqueletos de brazo pueden dividirse en dos clases: pasivos, los cuales ayudan a compensar el peso del brazo del usuario (Housman et al., 2007); o activos, capaces de implementar estrategias de asistencia más complejas (Sanchez et al., 2005).

El mayor desafío a la hora de integrar este tipo de dispositivos en la vida diaria es conseguir que el sistema sea fácil de usar, pero que además sea versátil y seguro. Actualmente no existe ningún paradigma de control para un exoesqueleto de miembro superior que sea intuitivo, seguro y efectivo.

Un enfoque muy prometedor a la hora de desarrollar un control intuitivo, se basa en la interpretación de la actividad cerebral relacionada con el control de los movimientos

del brazo para controlar el movimiento del exoesqueleto de brazo. Para ello, algunos estudios optaron por métodos invasivos como la implantación de rejillas de electrodos (Ajiboye et al., 2017) o conjunto de microelectrodos (Hochberg et al., 2012) asumiendo el riesgo de provocar una hemorragia o una infección.

Algunos estudios han demostrado que los métodos no invasivos para la medición de la actividad cerebral, como la EEG y la EOG, permiten desarrollar controles intuitivos y fiables para el control de un exoesqueleto de mano, el cual permitía a pacientes tetraplégicos con parálisis completa de los dedos de la mano, poder comer y beber (S. Soekadar et al., 2016). En este estudio, la actividad cerebral relacionada con la intención de agarrar un objeto se tradujo en tiempo real al movimiento de agarre del exoesqueleto de mano integrado en la silla de ruedas del usuario. El inicio del movimiento de apertura del exoesqueleto de mano, así como la interrupción del movimiento, se controlaron mediante los movimientos oculares horizontales voluntarios (HOVs) medidos a través de EOG. La mayoría de paradigmas de control traducen la actividad cerebral en señales de control empleando un modo de operación síncrona (S. R. Soekadar; Witkowski et al., 2011). Sin embargo, el sistema implementado en este estudio aplica un modo de operación asíncrona, es decir, los usuarios pueden iniciar el movimiento del exoesqueleto en cualquier momento (S. Soekadar et al., 2016).

En comparación con abrir y cerrar la mano, controlar un exoesqueleto de brazo para realizar tareas como beber, es mucho más complejo (Downey et al., 2016). Por ejemplo, un exoesqueleto de brazo de siete Grados de libertad (GDL) en el que cada articulación pudiese adoptar únicamente 3 posiciones discretas, resultaría en un espacio de acción con una dimensionalidad de 2187 (3^7). Sin embargo, para poder realizar una tarea como beber, es necesario incluir el número de GDL necesarios para controlar los dedos de la mano, lo que aumentaría aun más la complejidad del problema. Actualmente, la tasa de transferencia de información (ITR) necesaria para el control de un exoesqueleto robótico de brazo supera la ITR máxima de cualquier sistema BCI. Algún estudios sugirieron combinar un sistema BCI junto con otro sistema, como podría ser un sistema de visión por computador, para mejorar el rendimiento del control del dispositivo (Downey et al., 2016). Sin embargo, aun no se ha evaluado la viabilidad y seguridad de este paradigma de control.

En este capítulo se presenta la evaluación de un paradigma de control capaz de controlar un exoesqueleto de brazo mediante señales EEG y EOG. Los movimientos de apertura y cierre de la mano se controlan mediante imaginería motora (SMR, 9 - 15 Hz), mientras que los movimientos del exoesqueleto de brazo se controlan por medio

de HOV_r medidos a través de EOG. Los pacientes pueden abortar la acción actual y restablecer el estado inicial del sistema mediante un movimiento ocular horizontal voluntario a la izquierda (HOV_l) (Fig. 4.1 y 4.2). El sistema de visión por computador corrige en tiempo real el movimiento del exoesqueleto para alcanzar con éxito el objeto deseado. Se ha calculado la media del TTI, tiempo necesario para activar cada uno de los sistemas, como medida de la fluidez del sistema. También se ha evaluado la fiabilidad del sistema como el tiempo medio necesario para inicializar con éxito el 75 % de las subtareas. Dado que el control sensoriomotor humano ocurre en una ventana de 3 segundos (Poppel, 2004; Mates et al., 1994), consideramos que el control de un sistema puede considerarse fluido si el valor medio de TTI es inferior o igual a 3 segundos. Por otro lado, consideramos que el control de un sistema es fiable si el tiempo para inicializar con éxito el 75 % de las subtareas es igual o inferior a 5 segundos, que es un valor comparable a sistemas similares que encontramos en otros estudios (S. Soekadar et al., 2016; Witkowski et al., 2014). Además, se midió el rendimiento del control EEG/EOG mediante el índice de sensibilidad (SI) (Witkowski et al., 2014) el cual mide la media de falsos positivos. Al terminar cada sesión, se pidió a los participantes que informaran de cualquier problema o malestar provocado por el sistema.

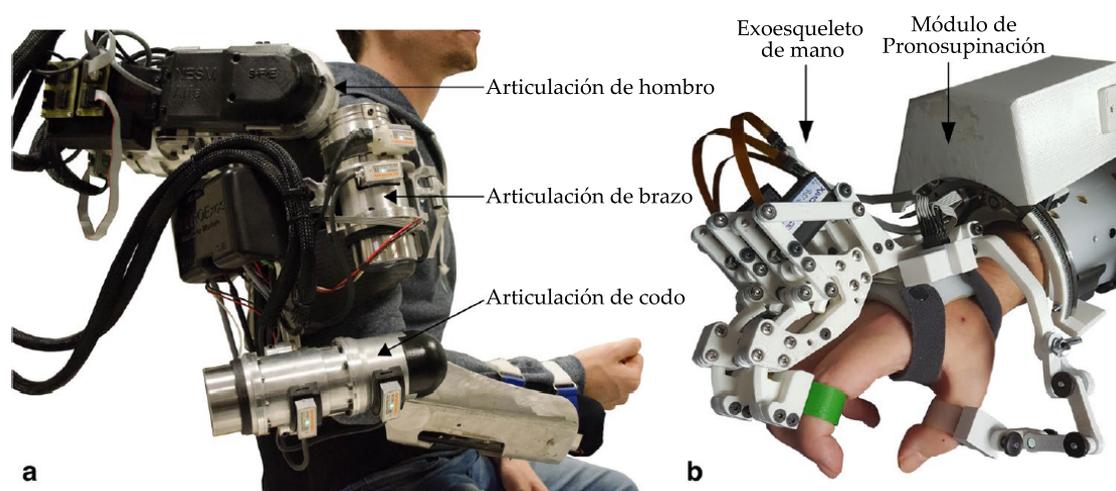


Figura 4.1: Ilustración de los diferentes componentes del exoesqueleto de brazo. **a.** Exoesqueleto de brazo NeuroExos (NESM). Esta compuesto por tres módulos: hombro, brazo y codo. **b.** Exoesqueleto de mano y muñeca compuesto por dos módulos: el módulo de mano asiste en los movimientos de apertura y cierre de la mano, mientras que el módulo de pronosupinación permite realizar los movimientos de pronación y supinación del antebrazo.

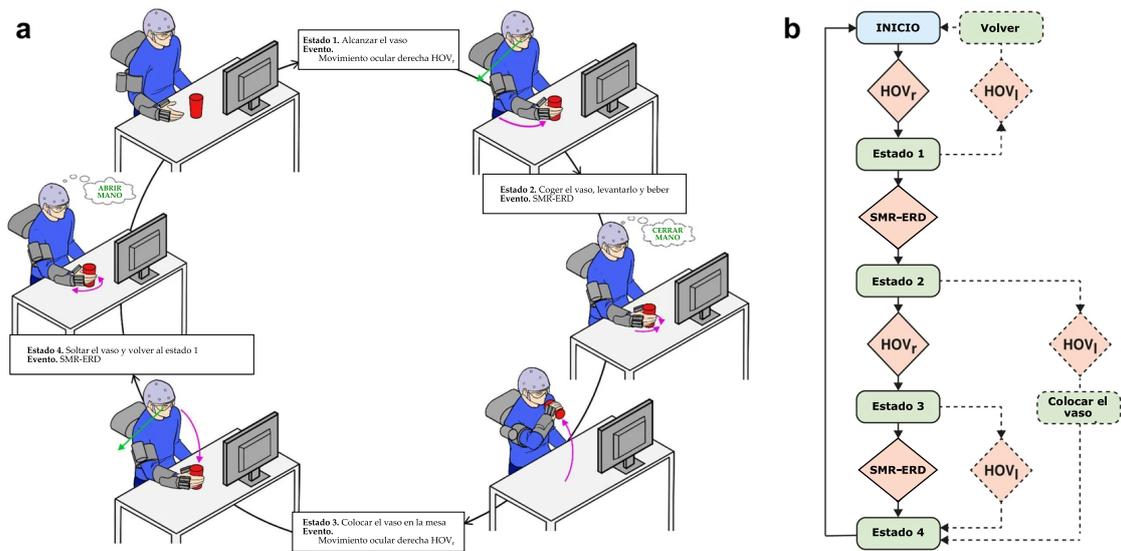


Figura 4.2: Arquitectura de control compartido humano-robot basada en una FSM controlada por eventos EEG/EOG. **a.** Acciones del exoesqueleto controladas mediante eventos EEG/EOG. Las flechas verdes indican HOV_r . Las indicaciones "abrir mano" "cerrar mano" hacen referencia a la imaginación motora (SMR, 9 - 15 Hz). Las flechas moradas representan acciones del exoesqueleto de mano. **b.** Diagrama de estados del control del exoesqueleto de brazo.

4.2 MATERIALES Y MÉTODOS

4.2.1 Participantes

En el estudio participaron 7 usuarios sanos (7 hombres, con una media \pm desviación estándar (SD) de 30 ± 8 años). Antes de comenzar, todos los participantes rellenaron un consentimiento informado. Para el estudio se utilizó el siguiente criterio de inclusión: (i) ausencia de trastornos neurológicos o físicos, (ii) sin ingesta regular de medicamentos, (iii) sin antecedentes de trastornos neurológicos o psiquiátricos y (iv) capacidad para hablar y comprender el italiano o el inglés. El protocolo del estudio cumplió con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comitato Etico Università Campus Biomedico di Roma (reference number: 01/17 PAR ComEt CBM) y por el Ministerio de Salud italiano (Registro - classif. DGDMF/I.5.i.m.2/2016/1096).

4.2.2 Exoesqueleto de brazo

El exoesqueleto de brazo esta compuesto por tres dispositivos (Fig. 4.1): un exoesqueleto de brazo y codo, un exoesqueleto de mano y un módulo de prono-supinación.

4.2.2.1 Exoesqueleto de brazo y codo

El exoesqueleto de brazo y codo (NeuroExos Shoulder-elbow Module, NESM) es un exoesqueleto de miembro superior de 4 GDL para la movilización del hombro y el codo (Crea; Cempini; Moise et al., 2016; Crea; Cempini; Moisé et al., 2017) (Fig. 4.1a). Este dispositivo esta compuesto por 3 módulos: la articulación del hombro, la articulación del brazo, y la articulación del codo. La articulación del hombro moviliza de forma activa los movimientos de aducción/abducción y flexión/extensión del hombro. En dispositivo es capaz de ejercer hasta 60 Nm en cada uno de estos movimientos. Por otro lado, la articulación de brazo se encarga de asistir en la rotación interna/externa del brazo. En este caso el dispositivo puede realizar hasta 30 Nm. Y finalmente, la articulación del codo moviliza la flexión y extensión del codo. Al igual que en el caso de la articulación del brazo, en el codo se puede aplicar un máximo de 30 Nm.

Los actuadores del dispositivo son Series Elastic Actuator (SEA) (Vitiello et al., 2016). Estos incluyen los siguientes componentes: un motor de corriente continua (CC) sin escobillas, una etapa de reducción, dos encoders absolutos, un muelle y un servocontrolador Elmo Gold Solo Whistle. Cada uno de los encoders absolutos está ubicados a un lado del muelle: El encoder más próximo a la articulación del brazo proporciona el valor angular de la articulación, mientras que la diferencia entre ambos encoders sirve para estimar la deformación del muelle, y por tanto, el par transmitido. La estructura que soporta el exoesqueleto consiste en un plataforma con ruedas dotada de un soporte vertical que lleva una estructura paralela articulada que compensa el peso del exoesqueleto a través de una articulación giratoria

La estructura de soporte del exoesqueleto consiste en una plataforma con ruedas dotada de un soporte vertical que permite regular la altura. Además, cuenta con una estructura en forma de paralelogramo dotada de una articulación giratoria en la que a un lado se colocan unas pesas y al otro lado el exoesqueleto. En la base de esta estructura se ubica una caja que contiene toda la electronica de control y alimentación

del exoesqueleto. El dispositivo completo pesa alrededor de 136 kg, sin embargo, debido a esta estructura, el usuario solamente percibe 13 Kg.

El control del exoesqueleto está implementado dentro de un controlador de tiempo real, en concreto la sbRIO-9636 (National Instruments, Austin, Texas, US), dotada de un procesador de 400 MHz que ejecuta un sistema operativo en tiempo real de National Instruments y una FPGA Xilinx Spartan-3. El controlador de alto nivel funciona a 100 Hz, mientras que el control a bajo nivel del exoesqueleto funciona a 1 KHz. El controlador de bajo nivel consiste en un controlador de posiciones articulares.

4.2.2.2 *Módulo de pronosupinación*

El modulo de pronación-supinación (J. A. Diez; A. Blanco; Catalan; Badesa; Sabater et al., 2017), es un dispositivo de 1 GDL activo especialmente diseñado para la asistencia de los movimientos de pronación/supinación. Permite una rotación máxima de 152 grados, lo cual es suficiente para realizar AVD (J. A. Diez; A. Blanco; Catalan; Badesa; Sabater et al., 2017). Cuenta con un motor EC sin escobillas de la marca Maxon con el que, teniendo en cuenta la transmisión, es capaz de proporcionar un par continuo de 3.61 Nm. Se utiliza una controladora EPOS2 24/2 también de Maxon.

Este modulo dispone de diferentes tallas de órtesis de antebrazo y tiene diferentes ajustes para adaptar el dispositivo a la longitud del antebrazo del usuario. El rango de ajuste es de 23.5 cm a 30.5 cm. El peso total del dispositivo es alrededor de 1.17 kg.

4.2.2.3 *Exoesqueleto de mano*

El exoesqueleto de mano (J. A. Diez; A. Blanco; Catalan; Badesa; Lledo et al., 2018; J. A. Diez; Catalan et al., 2018) es un dispositivo robótico concebido para ayudar al usuario en tareas de agarre. En particular, ha sido diseñado para agarrar objetos de la vida diaria como pueden ser tazas, botellas o cubiertos adaptados. Este dispositivo cuenta con 4 GDL, los cuales corresponden a: flexión-extensión del dedo índice, flexión-extensión del dedo corazón, flexión-extensión del dedo anular y meñique y flexión-extensión del pulgar en oposición.

Los módulos de los dedos índice, corazón y anular/meñique, son idénticos. Estos emplean un mecanismo de barras para transmitir el movimiento de un actuador lineal al movimiento de las falanges de los dedos. Por otro lado, el módulo del pulgar consiste en un mecanismo de palanca que reemplaza la función de oposición del pulgar sin

requerir que se mueva en un patrón concreto. Consiste en una pala con un diseño específicamente pensado para ayudar en las tareas de agarre, y que además sirve como apoyo para el pulgar del usuario.

4.2.3 Interfaz de control EEG/EOG

Se ha utilizado un sistema EEG inalámbrico de 5 canales (Enobio®, Neuroelectrics Barcelona S.L., Spain) para registrar la actividad cerebral en las siguientes áreas del sistema 10/20 convencional: F_3 , T_3 , C_3 , C_z y P_3 utilizando electrodos de gel sólido (Toyama et al., 2012). Los electrodos de tierra y de referencia se colocaron en AF_z y FC_z , respectivamente. Se utilizó un canal adicional para detectar los HOVs mediante señales EOG registradas desde el borde externo izquierdo con referencia a la mastoides izquierda. Se tomaron muestras de EEG y EOG a 500 Hz y se filtró la banda de 0.1 - 30 Hz. Para mejorar la relación señal-ruido, se utilizó un filtro Laplaciano de superficie (McFarland, 2015). Se utilizó una versión personalizada del software de código abierto BCI2000 (S. Soekadar et al., 2016; Schalk, 2009) para traducir las señales de EEG y EOG en comandos de control para el exoesqueleto de brazo. Para el SMR (SMR-ERD), se utilizó el método de Pfurtscheller y Lopes da Silva (Pfurtscheller y Da Silva, 1999).

4.2.4 Sistema de visión por computador

Este sistema se utiliza para la captura de la posición y el movimiento del exoesqueleto de brazo y el objeto (por ejemplo, un vaso). Permite el control guiado por visión. El sistema consistió en una cámara de infrarrojos (OptiTrack, Corvallis, EE. UU.). El sistema se colocó en un soporte vertical. Calcula la pose 3D de los objetos por medio de marcadores reflectantes.

4.2.5 Integración de los componentes en el sistema

La gestión de la comunicación entre todos los componentes del sistema se realizó por medio de YARP (Yet Another Robotic Platform) (Paul et al., 2014; Metta et al., 2006). Para ello ha sido necesario desarrollar nodos de YARP en diferentes lenguajes (C++, MATLAB, LabVIEW) tanto para Linux como para Windows. Cada nodo se registra en el

servidor de YARP con una etiqueta y puerto único. Todos los canales de comunicación funcionan a 20 Hz. Después de iniciar el servidor YARP, los nodos pueden conectarse de forma asíncrona y, si un nodo se desconecta repentinamente, los demás podrían continuar enviando y recibiendo información sin poner en peligro la integridad del sistema. En la Fig. 4.3 se muestra un diagrama de la arquitectura de comunicación del sistema.

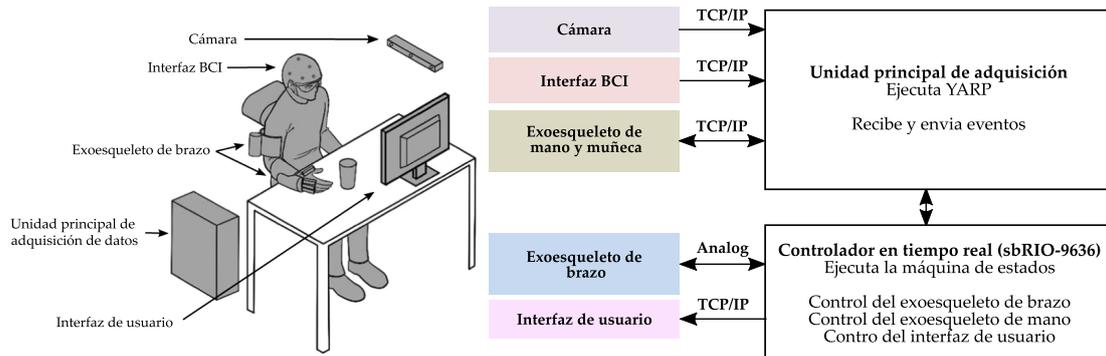


Figura 4.3: Diagrama de la arquitectura de comunicación del sistema

4.2.6 Protocolo y montaje experimental

Los participantes se sentaron frente a un escritorio. En ese momento se les colocó los exoesqueletos y los diferentes componentes del sistema. Antes de realizar la calibración del sistema, se llevó a cabo un proceso de familiarización en donde se le explicó el funcionamiento de cada uno de los componentes del sistema. La tarea realizada consistía en beber de un vaso. Esta tarea se dividió en varias subtareas (Fig. 4.2): 1. Alcanzar el vaso; 2. Coger el vaso, levantarlo y beber; 3. Colocar el vaso en la mesa; 4. Soltar el vaso y volver la posición inicial. Para evaluar la fluidez y confiabilidad del interfaz de control de EEG/EOG, los participantes recibieron instrucciones a través de un GUI para guiarles en la toma de decisiones. Mientras que las subtareas 1 y 3 se inician mediante un HOV_r , las subtareas 2 y 4 se controlan mediante EEG. Cada uno de los participantes realizó 20 veces la tarea de beber (un total de 80 subtareas).

Después del periodo de familiarización, se realizó el proceso de calibración del interfaz de control EEG/EOG. Los parámetros de calibración se mantuvieron durante toda la sesión. Durante la calibración, se definieron los umbrales para la SMR-ERD y el HOV siguiendo el método de S. Soekadar et al. (2016). También se calculó un valor

de referencia para la SMR-ERD relacionado con la imaginación motora de apertura o cierre de la mano derecha, mediante el uso de la estimación del espectro de potencia basada en un modelo autorregresivo de orden 16 (algoritmo Burg). Para obtener el valor de referencia se realizó un total de 42 intentos, cada uno con una duración de 5 s, seguido de una espera 4 s, durante la cual los participantes se mantuvieron en reposo. La frecuencia óptima para la detección de SMR-ERD se estableció en aquella que mostraba una modulación SMR-ERD más alta durante la imaginación motora. Para el procesamiento online de la SMR-ERD, se utilizó un filtro paso banda centrado en la frecuencia de interés ($\pm 1.5\text{Hz}$). Se estableció el umbral para la detección de inicio y ejecución del movimiento en base a estos 42 intentos. El SMR-ERD se traduce a un comando de control para el sistema en el momento en el que se excede dicho umbral. Seguidamente, se indicó a los participantes que realizaran 10 HOV_r y otros 10 HOV_l siguiendo el ritmo de una indicación que se mostraba en un monitor enfrente del usuario. El HOV_r se considera un comando de confirmación del sistema, mientras que el HOV_l se interpretará como señal de abortar (Fig. 4.2). Colocar el sistema EEG/EOG y calibrarlo requiere alrededor de 15 a 20 minutos por participante. El procedimiento de colocación y calibración del sistema se realizó únicamente al inicio de la sesión.

4.2.7 Arquitectura multimodal

Para controlar los dispositivos robóticos, se empleó una arquitectura multimodal que implementaba una FSM controlada por medio del sistema de visión por computador y el interfaz de control EEG/EOG (arquitectura basada en Fig. 3.2). La FSM funciona a 100 Hz, y esta implementada dentro del controlador de alto nivel del exoesqueleto de brazo. En la Fig. 4.2 se muestran los pasos de la FSM.

- **Estado 1.** Alcanzar el vaso. El comando de confirmación HOV_r arranca el movimiento del exoesqueleto para alcanzar el vaso.
- **Estado 2.** Coger el vaso, levantarlo y beber. En este estado se utiliza la imaginación motora para cerrar la mano. Cuando se ha completado el cierre de la mano, el exoesqueleto desplaza el vaso hasta una posición cercana a la boca del usuario.
- **Estado 3.** Colocar el vaso en la mesa. Mediante un comando de confirmación HOV_r el usuario indica al sistema que ha terminado de beber, y por tanto el exoesqueleto realiza el movimiento necesario para colocar el vaso en la mesa.

- **Estado 4.** Soltar el vaso y volver al estado 1. En este estado vuelve a utilizarse imaginaria motora, en este caso, para abrir la mano y soltar el vaso. Una vez se ha completado con éxito la apertura de la mano, el exoesqueleto vuelve a la posición de reposo.

Para alcanzar las posiciones de los objetos proporcionadas por el sistema de visión por computador, se empleo el método de cinemática inversa presentado por [Lauretti et al. \(2018\)](#). El exoesqueleto, en caso de ser necesario, corrige su posición final mediante la información proporcionada por el sistema de visión (control fino). Se considera que un objeto ha sido alcanzado con éxito cuando el error en la posición es igual o inferior a 2 cm.

Además, se ha utilizado un [GUI](#) para proporcionar instrucciones al usuario con el objetivo de guiarle en la toma de decisiones.

4.2.8 *Recolección y análisis de datos*

Durante el transcurso de la experimentación, se grabó en tiempo real la información de todos los elementos sistema, incluyendo la información proporcionada por todos los sensores. El análisis de los datos se realizó de forma offline. El valor del [TTI](#) para el interfaz de control [EEG/EOG](#) se ha calculado como el tiempo que transcurre desde el momento en que al usuario se le indica visualmente que realice una acción hasta la detección del evento. La fiabilidad del sistema se ha evaluado por medio del tiempo necesario para inicializar con éxito el 75 % de las subtareas. Consideramos que un sistema es fiable si este valor se encuentra por debajo de los 5 s.

Para evaluar el rendimiento del sistema, se ha calculado la media de tasa de falsos positivos por medio del [SI](#) de todos los pacientes (Ecuación 4.1).

$$d' = Z(\text{aciertos}) - Z(\text{falsos positivos}) \quad (4.1)$$

La tasa de aciertos del interfaz [EEG](#) se definió como el número de veces en el que el umbral se excede en un estado de imaginaria motora, mientras que los falsos positivos se definieron como el número de veces que el umbral se excede durante una etapa de reposos. Para el interfaz [EOG](#) se considera un acierto cuando se realiza un [HOV_r](#) después de que se le indique visualmente al usuario, mientras que consideraremos un falso positivo en cualquier otro caso.

4.3 RESULTADOS

4.3.1 Viabilidad del sistema

El valor medio del **TTI** (\pm *SD*) para todas las modalidades de control fue 2.12 ± 0.78 (*mediana* = $1.96s$ ($Q_1 = 1.46s$, $Q_3 = 2.48s$)) lo que indica que el sistema se controla de forma fluida. El valor medio del **TTI** para los eventos **EOG** ha sido de $1.49 \pm 0.25s$ (*mediana* = $1.40s$ ($Q_1 = 1.32s$, $Q_3 = 1.69s$)) mientras que para **EEG** ha sido de $2.75 \pm 0.57s$ (*mediana* = $2.52s$ ($Q_1 = 2.34s$, $Q_3 = 3.18s$)) (Fig. 4.4).

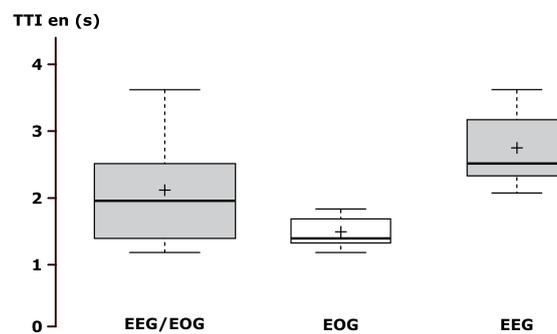


Figura 4.4: Fluidez del sistema de control. Resultados del **TTI** para el interfaz **EEG/EOG** así como para cada uno de los interfaces por separado para todos los participantes.

El tiempo medio para inicializar con éxito el 75% de las subtarefas controladas por **EOG** fue de $1.9s$, mientras que para el interfaz **EEG** fue de $4.1s$. Este resultado indica que la estrategia de control puede considerarse fiable (Fig. 4.5).

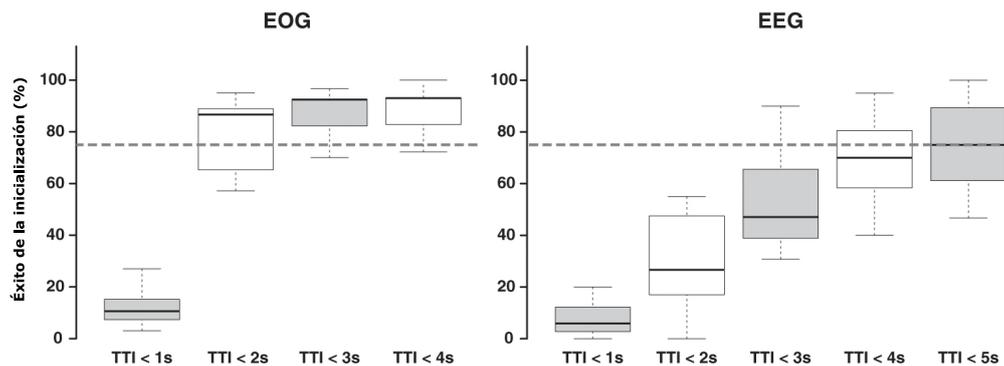


Figura 4.5: Fiabilidad del sistema. Porcentaje de inicializaciones llevadas a cabo con éxito para **TTI** menores o iguales a intervalos de tiempo discretos que van de 1 a 5 s en el caso del **EEG** y de 1 a 4 s para el **EOG**. La línea discontinua representa el 75% de inicializaciones llevadas a cabo con éxito.

4.3.2 Seguridad del sistema

Los participantes no informaron de ningún tipo de molestias o problemas durante el control del exoesqueleto de brazo.

4.3.3 Rendimiento del sistema de control

Todos los participante fueron capaces de controlar el exoesqueleto de brazo mediante el interfaz de control EEG/EOG. El valor medio obtenido para el SI (\pm SD) es de 1.43 ± 0.62 para el interfaz de EEG y de 3.63 ± 1.21 para el EOG para todos los participantes (Tabla 4.1).

Tabla 4.1: Tasas de aciertos y falsos positivos para todos los interfaces de control.

| | EEG | EOG |
|----------------------|-----------------|----------------|
| Tasa de aciertos [%] | 64.7 ± 5.0 | 94.3 ± 7.3 |
| Falsos positivos [%] | 17.0 ± 21.4 | 5.7 ± 7.3 |

Nota. Media \pm desviación estándar

4.4 DISCUSIÓN

En este estudio se ha presentado y evaluado una nueva arquitectura de control compartido humano-robot basada en un interfaz EEG/EOG para el control de un exoesqueleto de brazo (Crea; Cempini; Moise et al., 2016), un módulo de pronosupinación (J. A. Diez; A. Blanco; Catalan; Badesa; Sabater et al., 2017) y un exoesqueleto de mano (J. A. Diez; A. Blanco; Catalan; Badesa; Lledo et al., 2018; J. A. Diez; Catalan et al., 2018).

El resultado del TTI medio para el interfaz de control EOG es menor de 2 segundos ($1.49 \pm 0.25s$). Sin embargo, obtenemos valores un poco mayores para el interfaz EEG ($2.75 \pm 0.57s$), aún así el resultado sigue siendo menor a 3 segundos. Este aumento en el TTI puede estar relacionado con el tiempo necesario para cambiar de tarea. Además, la desincronización (ERD, del inglés Event-Related-Desynchronization) suele aparecer tras un periodo de 800 ms a 2 s (S. Soekadar et al., 2016; Neuper et al., 1999).

El rendimiento del interfaz de control EEG/EOG en esta nueva arquitectura de control compartido humano-robot es comparable a otros paradigmas de control EEG/EOG para controlar exoesqueletos de mano (Witkowski et al., 2014) y de brazo (Minati et al., 2016). Ninguno de los participantes reportó alguna molestia o efecto adverso durante el uso del sistema. Sería necesario realizar un estudio más amplio para comprobar si los resultados obtenidos pueden generalizarse a pacientes que padezcan algún tipo de discapacidad en brazos y/o manos.

Mientras que un sistema de control para un exoesqueleto de brazo basado únicamente en señales EEG puede resultar difícil de llevar a la práctica, un interfaz de control implementada con la combinación de señales EEG y EMG es una alternativa mucho más eficiente. Sin embargo, la mayoría de personas que sobreviven a un ACV tienen afectado el control muscular, y en muchos casos tienen bajo tono muscular en el brazo afectado. Por tanto, para utilizar las señales EMG con este tipo de pacientes es necesario estudiar con detenimiento la colocación de los electrodos, y realizar una calibración personalizada para cada paciente. Además del EOG, otro enfoque interesante que vale la pena estudiar más a fondo es el control del sistema mediante un interfaz de seguimiento ocular. En tareas complejas con una amplia variedad de opciones, el uso de EOG o el seguimiento ocular podría resultar interesante. Además, aunque el sistema se ha evaluado únicamente para la tarea de beber, el sistema tiene la capacidad de implementar otras AVDs. En tal caso, podría utilizarse el sistema de seguimiento de la mirada para lanzar diferentes tareas en función del objeto en el que fijemos la mirada (por ejemplo, beber, comer, abrir puerta, etc.).

Antes de que los exoesqueletos de brazo puedan formar parte de la vida diaria de los pacientes, hay que abordar una serie de desafíos. Estos desafíos se relacionan con su peso, la movilidad y la adaptabilidad del dispositivo a la anatomía del usuario final. En particular, la presencia de una cámara fija limita la portabilidad del sistema actual. La portabilidad del sistema, podría mejorarse integrando el sistema de visión por computador en una silla de ruedas. Otro desafío es la seguridad del sistema: nuestro estudio se realizó en un entorno de laboratorio controlado, por lo que habría que estudiar las limitaciones que tiene el sistema en un escenario real. Desde el punto de vista de la seguridad, es fundamental disponer de una parada de emergencia para interrumpir el funcionamiento del sistema en cualquier momento (Clausen et al., 2017). En el sistema que se presenta en este capítulo, el usuario puede abortar la tarea actual y devolver el sistema al estado inicial mediante un HOV_i .

Esta funcionalidad es necesaria en cualquier sistema en el que se controle un dispositivo robótico mediante señales EEG, ya que todos los métodos existentes en la actualidad tienen tasas muy altas de falsos positivos. En el sistema presentado en este estudio, los falsos positivos oscilan entorno a $17.0 \pm 21.4\%$ en el modo de operación asíncrona (Tabla 4.1).

Aunque las contracciones musculares voluntarias tienen un "punto de no retorno" a los 200 ms después de su ejecución (Deecke y S. R. Soekadar, 2016; Schultze-Kraft et al., 2016), los actos voluntarios pueden modificarse o cancelarse después de este "punto de no retorno". Sin embargo, esto no se puede realizar por medio de un sistema BCI, ya que la ventana de tiempo para la detección de un falso positivo y la correspondiente respuesta cerebral (generalmente un P300, es decir, una desviación positiva del EEG aproximadamente 300 ms después de la detección del error) excedería este período.

Hay estudios que demuestran que los pacientes que han sobrevivido a un ACV y que tienen áreas cerebrales dañadas pueden utilizar con éxito un sistema BCI para abrir y cerrar una órtesis de mano robótica (S. R. Soekadar; Birbaumer et al., 2015; Buch et al., 2008; Birbaumer y L. G. Cohen, 2007). En sujetos sanos suelen utilizarse los electrodos C3 y C4 para imaginación motora (área de las funciones sensorimotoras). Sin embargo, con pacientes que han sufrido una lesión cerebral, es posible que necesitemos adaptar la posición de los electrodos (Luft et al., 2004). Existen estudios que sugieren que el uso repetido de un sistema de control basado en la actividad cerebral para un dispositivo robótico de tipos exoesqueleto puede ayudar en la recuperación de la actividad neurológica (Donati et al., 2016; Ramos-Murguialday et al., 2013), sin embargo, aun no hay evidencias suficientes para afirmar este hecho (Ushiba y S. Soekadar, 2016). Actualmente, no hay ningún estudio que evalúe si el control compartido de EEG/EOG y el control del exoesqueleto de brazo guiado por un sistema de visión por computador, daría como resultado efectos beneficiosos desde el punto de vista de la neurorrehabilitación. En este contexto, es importante establecer los horarios de entrenamiento óptimos para poblaciones específicas de pacientes. La implementación de otras señales fisiológicas dentro de la arquitectura de control compartido humano-robot (como por ejemplo la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC)) (Madden y Savard, 1995) podrían mejorar la aplicación del sistema y proporcionar información importante desde el punto de vista de la neurorrehabilitación.

DIFERENCIAS EN LAS REACCIONES FISIOLÓGICAS DEBIDO A UNA MODALIDAD DE JUEGO DE REHABILITACIÓN COMPETITIVA

5.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo, se presenta un estudio cuyo objetivo es analizar de que forma se ven afectadas las reacciones fisiológicas del paciente debido a una modalidad de juego interpersonal. Para ello, se ha definido una modalidad de juego de un solo jugador con un competidor virtual que asegura un nivel de intensidad muy similar al nivel de intensidad provocado por una modalidad de juego competitivo. Además, se han limitado las interacción de los participantes impidiendo que puedan comunicarse entre sí durante el trascurso de los juegos. De esta manera, se han medido las diferencias en la respuestas fisiológicas causadas únicamente por el tipo de competidor. También se han incluido otras dos modalidades de juego de un solo jugador: un modo juego libre sin competidor, y un modo de un solo jugador con un competidor en nivel fácil. Estos modos de juego servirán como punto de referencia para interpretar los niveles de motivación e intensidad.

5.2 MATERIALES Y MÉTODOS

5.2.1 *Participantes*

Han participado un total de 10 personas (9 hombres y 1 mujer) con ningún tipo de discapacidad motora o cognitiva. Las edades de los participantes están comprendidas de 23 a 50 años (31.6 ± 9.5 años). Todos los participantes son diestros.

La parejas de participantes se formaron asegurando que ambos participantes tuvieran una edad aproximada, mismo genero y mismo tipo de lateralidad. En los estudios en los que se evalúan los juegos terapéuticos de dos jugadores, es habitual formar

las parejas según el género (Novak et al., 2014; Weibel et al., 2008) ya que se han encontrado diferencias significativas en la experiencia de juego únicamente debido al género (Wittchen et al., 2013). También se han encontrado diferencias significativas en la experiencia de juego entre jugadores jóvenes y adultos (Gajadhar et al., 2010). Además, ambos miembros de una pareja tienen que tener algún tipo de relación entre ellos, no pueden ser desconocidos. Se ha considerado la experiencia con robots de rehabilitación como criterio de exclusión.

5.2.2 Montaje experimental

La Fig. 5.1 muestra una imagen del montaje experimental del estudio. Contamos con dos plataformas de rehabilitación idénticas. Cada participante se sienta frente a una de las plataformas de rehabilitación robóticas y agarra el efector final del dispositivo con su mano dominante. Hay dos pantallas, una frente a cada participante, las cuales muestran el juego terapéutico. Ambos participantes están sentados uno frente al otro. Los dos fueron informados de que no podían interactuar entre sí mientras se desarrollaran las diferentes modalidades de juego. Sin embargo, sí podían interactuar entre ellos en los tiempos de descanso.

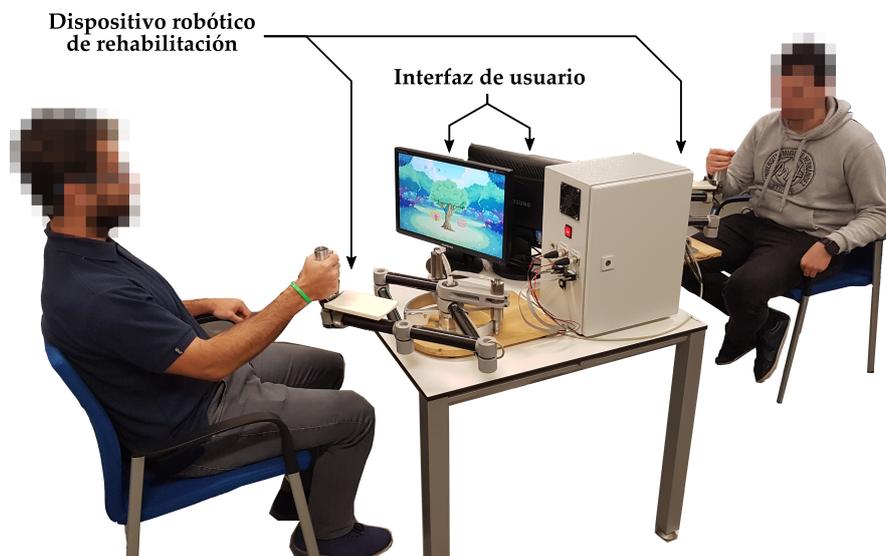


Figura 5.1: Imagen de la implementación del sistema robótico de rehabilitación para terapias competitivas

5.2.3 Actividad competitiva

En la Fig. 5.2 se describe el juego terapéutico desarrollado. Es una modalidad de juego punto a punto. La posición del jugador se representa por medio de una mano. El competidor virtual está representado por un pájaro.

Primeramente, el jugador tiene que esperar en una de las cestas hasta que una manzana aparezca (Fig. 5.2a), en ese momento tiene que conseguir alcanzar la manzana antes de que lo haga el pájaro y después dejarla en la cesta que se le indique. Por cada manzana recolectada el jugador ganará puntos.

Un objetivo se considera alcanzado cuando la distancia del jugador al objetivo, d , es menor o igual que r (Fig. 5.2b). En este estudio, la distancia r ha sido configurada a 1 cm para todas las modalidades de juego. El tiempo t (Fig. 5.2b y Fig. 5.2b) corresponde con la cantidad de tiempo disponible para alcanzar la manzana antes de que lo haga el pájaro.

La cesta en la que el usuario deberá depositar la manzana se escoge de forma aleatoria, garantizando que el número de veces que se alcance cada una de las cestas sea el mismo.

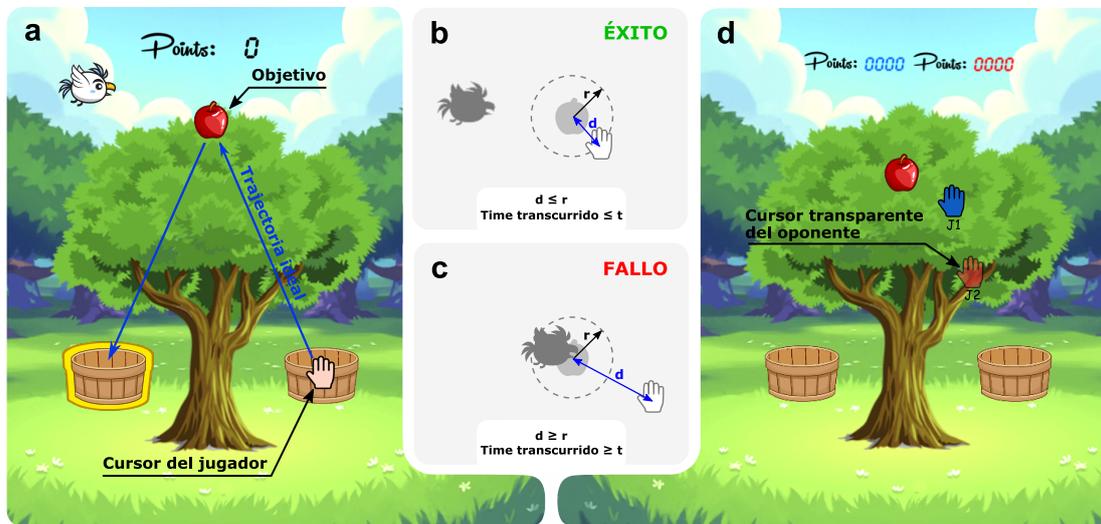


Figura 5.2: Captura del juego. **a** Modalidad de juego de un jugador. **b** Condición para alcanzar un objetivo de forma exitosa, donde d es la distancia del jugador al objetivo, r es la distancia mínima para alcanzar el objetivo de forma exitosa, y t es el tiempo máximo para alcanzarlo. **c** Condición en la que se considera que un objetivo no ha sido alcanzado. **d** Modalidad de juego competitivo.

El juego cuenta con dos modalidades de juego:

- Modalidad de juego de un solo jugador (Fig. 5.2a). En esta modalidad los participantes pueden jugar de forma libre o compitiendo contra el pájaro (competidor virtual). En el caso de contar con un competidor virtual, es posible ajustar el nivel de dificultad mediante el parámetro t . El objetivo consiste en conseguir el máximo número de puntos posible.
- Modalidad de juego multijugador. Esta modalidad consiste en un juego competitivo donde dos jugadores participan de forma simultánea (Fig. 5.2d). Los jugadores compiten por conseguir más puntos que el otro. Los puntos se asignan según el orden de llegada a las cestas a la hora de depositar la manzana. Por lo que el objetivo del juego es coger la manzana y depositarla en el cesto antes que su rival. Ambos jugadores podrán ver la puntuación y posición de su oponente durante la partida.

5.2.4 *Dispositivo robótico de rehabilitación*

En este estudio, se han utilizado dos dispositivos robóticos para la rehabilitación del miembro superior idénticos (Díaz et al., 2018; J. Catalán et al., 2019). Esta plataforma de rehabilitación consiste en un sistema robótico de dos GDL. Está diseñado para ser colocado sobre una mesa, mientras se está sentado en una silla.

Los participantes no presentan ningún tipo de discapacidad, por lo que los dispositivos robóticos no aplicaron ningún tipo de asistencia.

5.2.5 *Estimación de la intensidad del ejercicio*

La velocidad de la mano ha demostrado ser un buen estimador del consumo de energía durante una terapia de rehabilitación de miembro superior para supervivientes de un ACV (Pas et al., 2011). Por tanto, actúa como una medida objetiva para la estimación de la intensidad del ejercicio. Se ha obtenido la media cuadrática (RMS) de la velocidad a partir del perfil de velocidad descrito por el usuario durante el juego. El valor RMS de la velocidad de la mano es un buen estimador del gasto energético durante los ejercicios de miembro superior, en comparación con las estimaciones realizadas mediante el pulso, las señales EMG, o el consumo de oxígeno (Pas et al.,

2011; Tsurumi et al., 2002). También se ha calculado la velocidad media y máxima para disponer de más información cuando evaluemos las diferencias en el nivel de intensidad de los diferentes modos de juego.

Además, se ha obtenido el tiempo de reacción como el tiempo desde que aparece la manzana hasta que el jugador comienza a moverse.

5.2.6 *Estimación del rendimiento del ejercicio*

La puntuación de un juego terapéutico se utiliza como una medida del rendimiento del ejercicio (Darzi y Novak, 2019; Norouzi-Gheidari et al., 2013). Este parámetro permite evaluar si el paciente es capaz o no de cumplir con el objetivo del ejercicio. En otras palabras, representa el nivel de dificultad percivido por el paciente.

5.2.7 *Medida de la respuesta fisiológica*

Se utilizaron dos unidades del sensor Shimmer3 GSR+, una para cada sujeto. Este dispositivo tiene una unidad de procesamiento interna que envía la información resultante a través de bluetooth. La medida de salida es la GSR entre dos electrodos reutilizables colocados en la porción ventral de la falange medial de los dedos índice o anular y medio o corazón de la mano. La GSR es una medida común en los paradigmas psicofisiológicos y, por lo tanto, a menudo se utiliza en la detección del estado afectivo. En este estudio, el dispositivo se colocó en las falanges medias de los dedos índice y medio de la mano que no se utiliza para controlar el robot (mano no dominante). La frecuencia de muestro es de 50 Hz. De la señal GSR se ha extraído la conductancia de la piel (SCL).

Por otro lado, se ha medido el ECG de cada uno de los participantes por medio de dos dispositivos Zephyr BioHarness™ (Zephyr Technology Corporation). Este dispositivo también dispone de una unidad de procesamiento interna que envía los datos recogidos mediante bluetooth. La frecuencia de muestreo de este dispositivo es de 250 Hz. De la señal ECG se ha extraído la evolución del pulso durante el ejercicio. El pulso es una medida estándar en la evaluación de juegos de neurorehabilitación (Zimmerli et al., 2013).

Para estudiar como la condición afecta al estado afectivo de los participantes, se ha obtenido el valor alcanzado al final de cada una de las condiciones. Todos los parámetros fisiológicos han sido normalizados por el nivel basal mediante el método de máximos y mínimos 5.1.

$$x_{normalizado} = \frac{x - x_{nivel\ basal}}{x_{max} - x_{nivel\ basal}} \quad (5.1)$$

5.2.8 Evaluación subjetiva de la experiencia de usuario

Actualmente, existen muchas herramientas par evaluar la motivación y satisfacción del paciente durante una terapia asistida por tecnologías de rehabilitación. Uno de los instrumentos mas utilizados es el IMI (Monardo et al., 2021). Este cuestionario proporciona una evaluación subjetiva basada en 4 aspectos: diversión/interés, esfuerzo/importancia, habilidad percibida, y presión/tensión. Hay muchas versión del IMI (McAuley et al., 1989). En este estudio se ha decidido utilizar una versión reducida que ha ya sido evaluada en otros estudios (Goršič; Hlucny et al., 2020b; Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2017; Goršič; Cikajlo y Novak, 2017).

5.2.9 Protocolo

La Fig. 5.3 ilustra gráficamente el protocolo del estudio. En primer lugar, se le explica a ambos participantes el propósito y el procedimiento del estudio. Si están de acuerdo con participar en el estudio se les sienta frente al dispositivo robótico y se les coloca un dispositivo Zephyr BioHarnessTM en el pecho y una unidad Shimmer3 GSR en la mano no dominante.

Se ejecutan dos instancias del juego de rehabilitación, una por cada dispositivo robótico y jugador. Primeramente, cada participante realizará tres modalidades de juego de un jugador en el siguiente orden (Fig. 5.3):

1. **Modo libre.** En este modo no hay competidor, lo que significa que no existe un tiempo límite para alcanzar los objetivos.
2. **Modo de dificultad baja.** En este caso el jugador tiene un competidor virtual. El tiempo t ha sido configurado a 2 s.

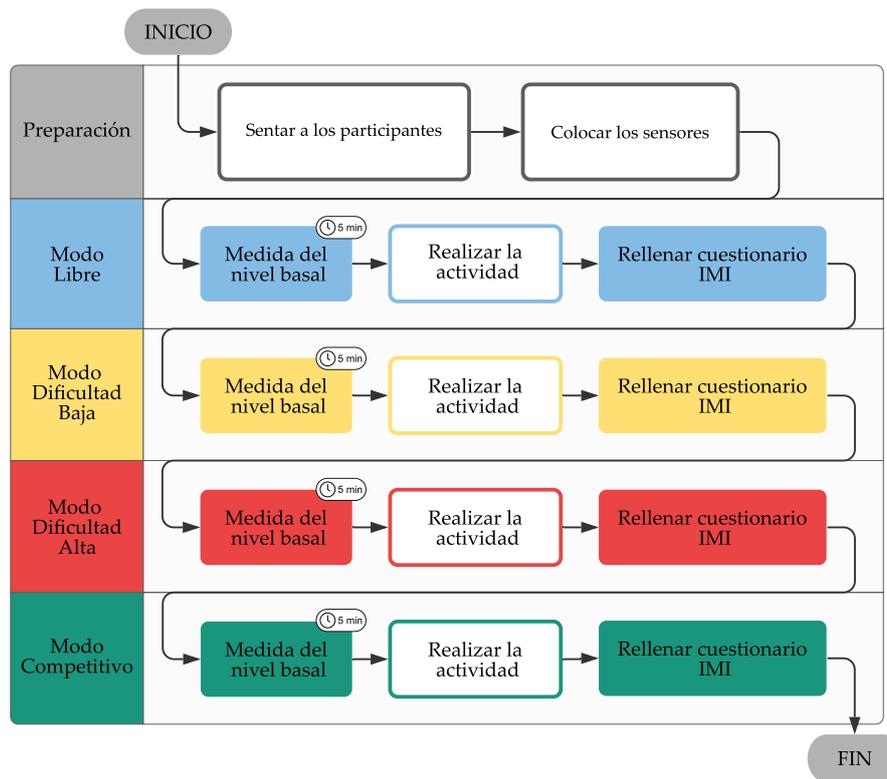


Figura 5.3: Diagrama del protocolo del estudio. Las condiciones se realizan de forma secuencial. Antes de cada condición hay un periodo de descanso de 5 min para medir el nivel basal de las señales fisiológicas.

3. **Modo de dificultad alta.** En este modo de juego, el jugador tiene un competidor virtual difícil de vencer. El tiempo t ha sido configurado a 0.7 s.

Cada una de las modalidades de un jugador se realizó de forma simultánea por ambos participantes, de esta manera, ambos estarán preparados al mismo tiempo para realizar la modalidad de juego competitiva.

Es importante destacar que en el modo libre y en el modo competitivo no se ha configurado ningún tipo de nivel de dificultad. Por tanto, el nivel de intensidad del juego será el que se autoimponga el mismo jugador.

Para este estudio se decidió no aleatorizar las condiciones debido al pequeño número de participantes del estudio.

El número de manzanas que hay que alcanzar se ha configurado a 21 en todos los casos, de esta manera se impide que exista un empate en el modo competitivo. El rango de movimiento de la plataforma robótica de rehabilitación ha sido fijada a 10 cm en

todos los casos, ya que los participantes son sujetos sanos sin ningún tipo de restricción motora o cognitiva.

En el protocolo, la duración de cada una de las modalidades de juego no está determinada. El número de puntos que se consigue al depositar una manzana en la cesta indicada no depende del tiempo. Por tanto, el único objetivo del juego es ser capaz de alcanzar las 21 manzanas.

Antes de realizar una modalidad de juego, se ha empleado un periodo de 5 minutos para medir el nivel basal de las señales fisiológicas (Fig. 5.3). Este periodo se emplea para relajar al paciente y que el efecto de una condición no afecte a la siguiente.

5.2.10 *Análisis Estadístico*

En el análisis estadístico, se ha realizado un estudio de la normalidad de los datos por medio de test Shapiro-Wilk. Se han encontrado evidencias que indican que algunos parámetros no siguen una distribución normal.

Para los propósitos del estudio, se han tratado los 10 participantes como independientes.

Para los parámetros que cumplan el test de normalidad, se ha empleado el test ANOVA (análisis de varianzas) para muestras repetidas (One-Way Repeated-Measures ANOVA). Para comprobar la asunción de esfericidad, se ha utilizado el test de Mauchly. Si los datos no cumplen la asunción de esfericidad, se utiliza la corrección Greenhouse–Geisser en el caso de que $\epsilon \leq 0.75$ o la corrección Huynh–Feldt cuando $\epsilon > 0.75$. En el análisis Post-Hoc, se ha evaluado la igualdad de varianzas entre grupos (homocedasticidad y homeogeneidad de varianzas) mediante el test de Bartlett. En función del resultado del test de Bartlett, se utiliza el test Tukey o de Games-Howell para estudiar las comparaciones por pares.

En el caso de los parámetros que no cumplen el test de normalidad, se utiliza el test de Friedman. Para las comparaciones Post-Hoc se ha empleado el test Wilcoxon Signed-rank con la modificación de Pratt para solucionar la diferencia cero entre grupos. Se aplica el coeficiente de corrección Holm-Bonferroni para corregir los resultados de las comparaciones por pares.

Finalmente, se estudia la correlación entre los distintos parámetros mediante el coeficiente de correlación de Spearman (r_s).

5.3 RESULTADOS

5.3.1 Nivel de intensidad del ejercicio

En la Fig. 5.4 se muestran los parámetros directamente relacionados con el nivel de intensidad.

La RMS de la velocidad muestra diferencias significativas entre condiciones (One-way Repeated Measure ANOVA $p = 0.0001$). En la comparación por pares observamos que los modos de un solo jugador son significativamente diferentes entre ellos, excepto en el caso del modo libre con respecto el modo de dificultad baja ($p = 0.32$). Con respecto al modo competitivo, los resultados muestran una diferencia significativa con respecto el modo libre ($p = 0.0002$) y el modo de dificultad baja ($p = 0.027$), pero sugieren que el modo competitivo y el modo de alta dificultades son muy similares.

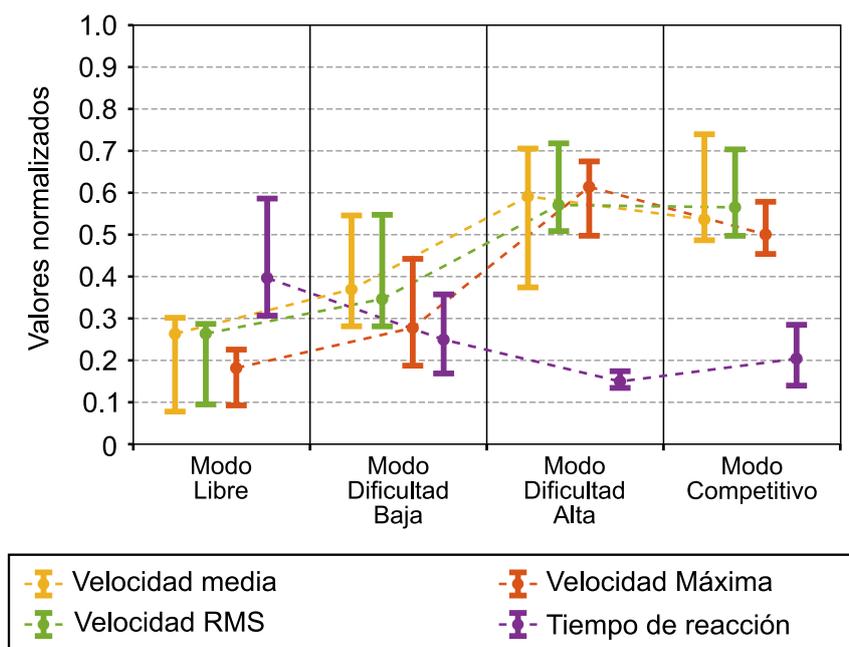


Figura 5.4: Parámetros relacionados con la intensidad del ejercicio. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Los resultados están organizados por modalidad de juego. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil.

Obtenemos resultados similares para la velocidad media. Sin embargo, para el caso de la velocidad máxima, obtenemos que todos los modos son significativamente diferentes entre sí, incluido el modo de alta dificultad con respecto al modo competitivo ($p = 0.047$).

Con respecto al tiempo de reacción, el análisis indica que existen diferencias entre grupos (Friedman Test $p = 0.002$). El modo libre presenta una diferencia casi significativa con respecto al modo de alta dificultad ($p = 0.05$), pero no con respecto al modo competitivo ($p = 0.29$). El modo competitivo y el modo de dificultad alta presentan una diferencia cercana a ser estadísticamente significativa ($p = 0.085$). En el análisis Post-Hoc obtenemos una correlación moderada entre el tiempo de reacción y la **RMS** de la velocidad ($r_s = -0.66$, $p < 0.001$).

5.3.2 Rendimiento del ejercicio

La Fig. 5.5 muestra diferentes gráficas con los resultados de los parámetros relacionados con el rendimiento del ejercicio.

Según indican los resultados, como era de esperar, las puntuaciones de los jugadores disminuyen con el aumento del nivel de dificultad (Fig. 5.5a). En el modo competitivo observamos que las puntuaciones están alrededor del 50%, esto significa que las parejas han estado bien definidas ya que no hay mucha diferencia entre ganadores y perdedores.

Por otro lado, los resultados del parámetro Interés/Diversión del **IMI** muestran que el interés de los participantes aumenta con el aumento del nivel de dificultad, siendo el modo de alta dificultad y el modo competitivo los modos con los valores más altos.

En el análisis Post-Hoc se observa una correlación débil entre el parámetro Interés/Diversión del **IMI** y la **RMS** de la velocidad ($r_s = 0.37$, $p = 0.003$).

5.3.3 Reacciones fisiológicas

En la Fig. 5.6 se ilustra los resultados de las respuestas fisiológicas (Fig. 5.6a), junto con los parámetros de **IMI** que están relacionados con el estado afectivo de los participantes (Fig. 5.6b).

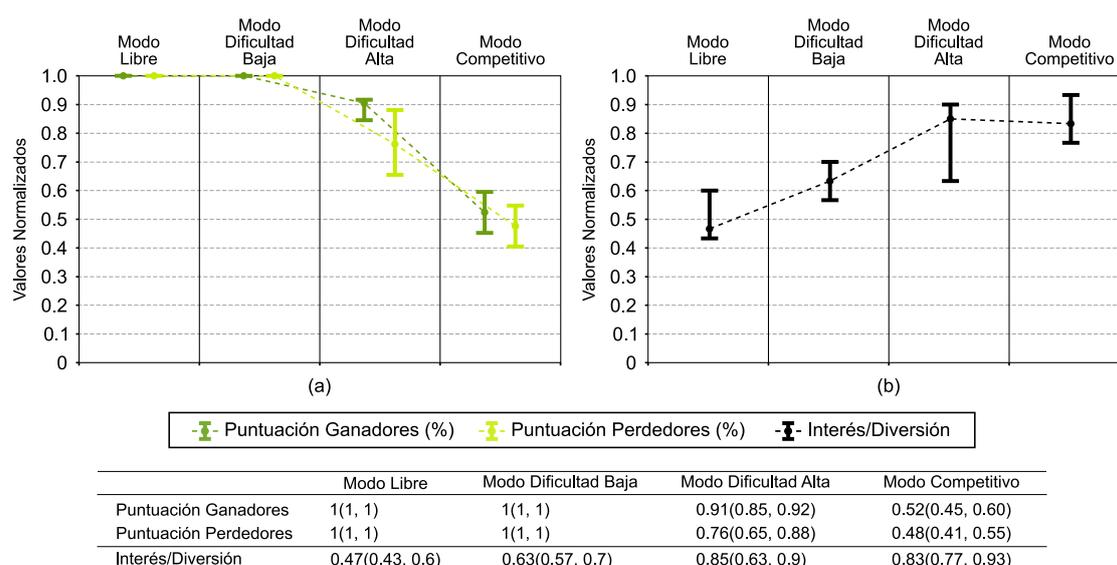


Figura 5.5: Parámetros relacionados con el rendimiento del ejercicio. **a.** Representación gráficamente de las puntuaciones de los participantes en cada una de las modalidades separadas entre los ganadores y perdedores del modo competitivo. **b.** Representación gráfica de los resultados del parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil. La tabla recoge los valores no normalizados de cada uno de los parámetros.

Los resultados de la *GSR* (Fig. 5.6a), muestran diferencias significativas entre modos (One-way Repeated Measure ANOVA $p = 0.005$). Sin embargo, en las comparaciones por pares no obtenemos ninguna diferencia significativa. Observando los resultados, en los modos de juego de un jugador se aprecia una tendencia ascendente en la respuesta *GSR* con el aumento de la dificultad. Sin embargo, en el modo competitivo obtenemos un valor menor con respecto al modo de dificultad alto.

En el análisis Post-Hoc se obtiene una correlación débil entre la *GSR* y la puntuación ($r_s = -0.29$, $p = 0.016$). También obtenemos que la *GSR* tienen una clara tendencia a estar correlacionada con respecto a la RMS de la velocidad ($r_s = 0.28$, $p = 0.051$), el tiempo de reacción ($r_s = -0.18$, $p = 0.08$) y el parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory ($r_s = 0.28$, $p = 0.051$).

En el caso del pulso (Fig. 5.6a), los resultados también indican que existen diferencias entre grupos (One-way Repeated Measure ANOVA $p = 0.0001$) pero el análisis Post-Hoc no muestra diferencias significativas en ninguno de los casos. Los resultados presentan una evolución muy similar a la observada en los resultados del *GSR*.

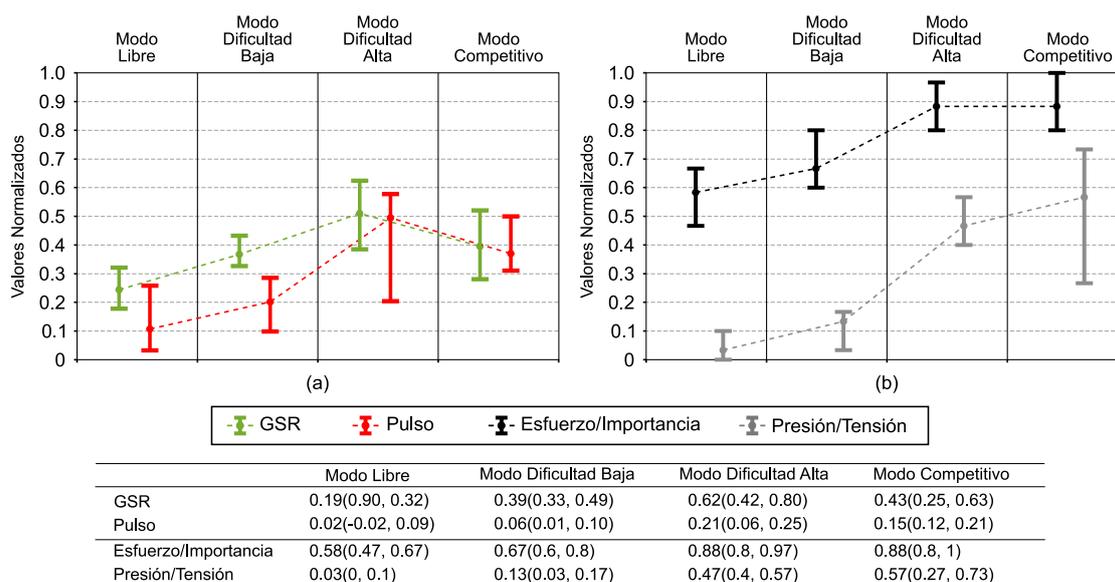


Figura 5.6: Parámetros relacionados con el estado afectivo de los pacientes. **a.** Resultados de la respuesta galvánica de la piel y el pulso. **b.** Representación gráfica de los resultados del parámetro Esfuerzo/Importancia y Presión/Tensión del Intrinsic Motivation Inventory. Todos los valores han sido normalizados mediante el método de máximos y mínimos. Se representan mediante el valor medio y una barra de error que indica el valor del primer y tercer cuartil. La tabla recoge los valores no normalizados de cada uno de los parámetros.

Observamos que el pulso aumenta junto con el nivel de dificultad, pero vemos como en el caso del modo competitivo también obtenemos un valor menor comparado con el modo de dificultad alta.

El análisis Post-Hoc, el pulso muestra una correlación moderada con respecto a la RMS de la velocidad ($r_s = 0.55$, $p < 0.001$) y el tiempo de reacción ($r_s = -0.54$, $p < 0.001$). El pulso también muestra una correlación moderada con la puntuación ($r_s = -0.47$, $p = 0.004$), y una correlación débil con el parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory ($r_s = 0.27$, $p = 0.017$).

En la Fig. 5.6b, se muestran los parámetros del IMI relacionados con el estado afectivo del paciente. Los resultados indican que el valor de los parámetros Esfuerzo/Importancia y Presión/Tensión del Intrinsic Motivation Inventory aumentan con el aumento del nivel de intensidad, alcanzando los valores más altos para el modo de dificultad alto y el modo competitivo.

En el análisis Post-Hoc los parámetros Esfuerzo/Importancia y Presión/Tensión del Intrinsic Motivation Inventory muestran una correlación moderada con respecto al

RMS de la velocidad ($r_s = 0.43$, $p = 0.01$ y $r_s = 0.72$, $p < 0.001$ respectivamente) y el tiempo de reacción ($r_s = -0.21$, $p = 0.026$ y $r_s = -0.4$, $p = 0.001$ respectivamente). Ambos parámetros también muestran una correlación débil con respecto a la puntuación y el parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory.

Por otro lado, también se ha observado que el parámetro Esfuerzo/Importancia muestra una fuerte correlación con respecto a la respuesta de la GSR ($r_s = 0.68$, $p < 0.001$) y presenta una correlación débil con respecto al pulso ($r_s = 0.2$, $p = 0.098$). En el caso del parámetro Presión/Tensión se obtiene una correlación moderada con respecto al pulso ($r_s = 0.51$, $p = 0.001$) y el GSR ($r_s = 0.45$, $p = 0.014$).

5.4 DISCUSIÓN

En este estudio, las diferencias obtenidas entre modos se ven claramente afectadas por el nivel de dificultad definido en los modos de baja y alta dificultad. Por tanto, aunque se le dará importancia a las diferencias estadísticamente significativas entre grupos, en la discusión de los resultados, se ha dedicado especial atención a la tendencia de los resultados, aunque las diferencias no sean estadísticamente significativas.

5.4.1 Diferencias en el nivel de intensidad del ejercicio

Tal y como se ha mencionado previamente, el nivel de intensidad se estima principalmente por medio del valor de la RMS de la velocidad. Lo primero que observamos es que los modos en los que se ha establecido un nivel de dificultad tienen un nivel de intensidad significativamente diferente (Fig. 5.4). Esto quiere decir que los niveles de dificultad han sido definidos correctamente. Aun no obtenemos una diferencia significativa, observamos que el menor nivel de intensidad se da para el modo libre. Por otro lado, los resultados sugieren que el nivel de intensidad del modo de alta dificultad y el modo competitivo es muy similar. Sin embargo, observamos que las velocidades máximas alcanzadas en el modo de alta dificultad son significativamente mayores que en el modo competitivo. El aumento del nivel de intensidad debido a una modalidad de juego competitiva ha sido demostrado en varios estudios (Goršič; Cikajlo y Novak, 2017; Marker y Staiano, 2015; Goršič; Hlucny et al., 2020a), luego el resultado obtenido es el esperado.

Otro parámetro directamente relacionado con el nivel de intensidad es el tiempo de reacción. En la Fig. 5.4 podemos observar como el valor del tiempo de reacción disminuye con el aumento del nivel de intensidad.

Si comparamos el modo de alta dificultad y el modo competitivo, aunque no obtenemos una diferencia significativa, los resultados sugieren que el tiempo de reacción es mayor en el caso del modo competitivo. Sin embargo, esta diferencia no es debida a una diferencia en el nivel de intensidad. Podría deberse a la modalidad del juego. Se ha observado que el hecho de poder observar al oponente dentro del juego tiene influencia en la forma en la que reaccionan los jugadores cuando aparece una manzana. En los modos de un jugador, donde el competidor es virtual, los participantes aprenden cuándo va a aparecer la manzana, por lo que acaban reaccionando más rápido para poder ganar al pájaro. En el modo competitivo, el objetivo aparece al mismo tiempo que en los modos de un jugador, por lo que el aprendizaje previo debería hacerlos reaccionar al menos tan rápido como en el modo de dificultad alta. Sin embargo, ver al oponente dentro del juego hace que los participantes se fijen en su reacción, y esto les haga reaccionar más lento.

Basándonos en estos resultados, podemos concluir que a pesar de algunas diferencias debido a la modalidad de juego, los niveles de intensidad del modo de dificultad alta y el modo competitivo son muy similares

5.4.2 *Evaluación del rendimiento*

En el modo competitivo, la puntuación de los participantes es de alrededor del 50% (Fig. 5.5a), lo que significa que las parejas están bien definidas ya que no hay mucha diferencia entre ganadores y perdedores. Lo que indica que ha sido una partida reñida.

En el modo de dificultad alta, la puntuación ronda el 80%. Para que el nivel de competitividad con el competidor virtual sea similar al obtenido en el modo competitivo, necesitaríamos aumentar aún más el nivel de dificultad. Sin embargo, en el modo de dificultad alta, los usuarios informaron que el nivel de intensidad era muy alto, por lo que aumentar el nivel de dificultad podría ser contraproducente.

Basándonos en los resultados obtenidos para el parámetro Interés/Diversión del Intrinsic Motivation Inventory, podemos decir que los jugadores prefieren un juego que les suponga un reto (Fig. 5.5b).

5.4.3 *Diferencias en las respuestas fisiológicas*

Teniendo en cuenta que el nivel de intensidad es el mismo tanto en el modo de dificultad alta como en el modo competitivo, obtener una reacción fisiológica similar en ambas modalidades sería lo esperado. Sin embargo, los resultados de la *GSR* sugieren que el valor en el modo competitivo es menor que en el modo de dificultad alta. Obtenemos un efecto similar en los resultados del pulso. Por tanto, es un efecto que puede apreciarse a través de diferentes respuestas fisiológicas.

Con respecto al parámetro Esfuerzo/Importancia del *IMI*, los resultados sugieren que el esfuerzo percibido por los participantes aumenta con el nivel de intensidad (Fig. 5.4). De hecho, los resultados indican que está correlacionado con el valor de la *RMS* de la velocidad y el tiempo de reacción. Esto significa que los participantes perciben el aumento en el nivel de intensidad.

Este resultado apoya el hecho de que la diferencia observada en las reacciones fisiológicas entre el modo competitivo y el modo de dificultad alta no se debe a diferencias en el nivel de intensidad, sino que podría deberse al hecho de interactuar con otro jugador a través del juego.

Aunque los resultados muestran una diferencia apreciable en las respuestas fisiológicas, es importante destacar algunas limitaciones del estudio. Este estudio involucró solamente a 10 personas sanas y, por lo tanto, es posible que los resultados no se generalicen más allá de las condiciones de este estudio. Sin embargo, los resultados sugieren que la modalidad de juego competitiva presenta diferencias que deberían validarse en un estudio más extenso.

5.5 CONCLUSIONES

En este capítulo se ha presentado un estudio sobre los cambios que se producen en las reacciones fisiológicas únicamente debidos a una modalidad de juego competitivo. Para ello, se ha definido por un lado una modalidad de juego de un solo jugador con un competidor virtual en el que se han definido diferentes niveles de dificultad y por otro lado un modalidad de juego competitivo. Además, se han limitado todas las interacciones sociales evitando que ambos participantes puedan hablar entre sí durante los ejercicios. De esta manera, la diferencias apreciadas serán debidas únicamente al tipo de competidor.

Debido al diseño del estudio actual, la única diferencia que existe entre el modo de dificultad alta y el modo competitivo es el tipo de competidor. El hecho de saber que están compitiendo con un jugador real parece modificar las reacciones fisiológicas de los participantes. Sin embargo, este cambio en las reacciones fisiológicas también podrían deberse a otros aspectos, como la relación entre los dos jugadores o una personalidad más introvertida al jugar con otra persona, entre otros aspectos. Por tanto, es difícil concluir por qué la reacción fisiológica es menor en el modo competitivo. Aun así, podemos afirmar que en una modalidad de juego interpersonal existe una diferencia en la respuesta fisiológica de los participantes respecto a una modalidad de juego de un solo jugador únicamente debido al tipo de modalidad de juego.

Además, es interesante destacar que de acuerdo con los resultados del cuestionario [IMI](#), los participantes encuentran más divertido una modalidad de juego que les suponga un desafío. Este resultado sugiere que es necesario mantener un cierto nivel de dificultad para que la actividad suponga un desafío para el jugador y, por lo tanto, resulte más atractiva y gratificante.

TELE-REHABILITACIÓN Y TERAPIAS DE REHABILITACIÓN LOCAL ASISTIDAS POR DISPOSITIVOS ROBÓTICOS: UN ESTUDIO PILOTO CON PACIENTES

6.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta un estudio realizado mediante una plataforma de tele-rehabilitación capaz de implementar terapias de teleoperación maestro-esclavo. La hipótesis de este estudio es que la asistencia proporcionada por un terapeuta en una terapia asistida por robots donde el terapeuta interactúa con el paciente a través de un sistema robótico, se adapta mejor a las necesidades del paciente que la asistencia fija proporcionada por un sistema robótico de rehabilitación, y por tanto, se maximiza el esfuerzo y la motivación del paciente durante las sesiones de terapia.

La aceptación de estos dispositivos por parte de los profesionales depende de muchos factores, como el coste, el rendimiento del sistema, la satisfacción del paciente, etc. Por tanto, en este estudio se quiere evaluar si este tipo de asistencia es aplicable en un entorno de tele-rehabilitación, donde la interacción social con el paciente es más limitada en comparación con estar en contacto directo con el paciente en la clínica.

En este estudio han participado 10 pacientes, los cuales han realizado una modalidad de juego punto a punto de un solo jugador mediante una plataforma robótica de rehabilitación bajo tres modos de asistencia distintos: asistencia fija, donde la asistencia la proporciona el dispositivo robótico de rehabilitación sin interacción con el terapeuta; asistencia local del terapeuta, donde la asistencia la proporciona el terapeuta interactuando directamente sobre el robot de rehabilitación utilizado por el paciente; asistencia remota del terapeuta, donde la asistencia la proporciona el terapeuta de forma remota (teleoperación en un entorno de tele-rehabilitación). Se ha recogido la información proporcionada por la plataforma robótica de rehabilitación, pero también se ha llevado a cabo una evaluación subjetiva de cada una de las modalidades de asistencia por parte de los pacientes y personal clínico.

6.2 MATERIALES Y MÉTODOS

6.2.1 Pacientes

El estudio ha sido realizado en el Hospital La Pedrera (Denia, España) con pacientes que padecen diferentes patologías neurológicas. Los terapeutas de la unidad de rehabilitación se han encargado de incluir a los pacientes que están recibiendo tratamiento en el centro. El protocolo del experimento fue aprobado por el Comité de Ética del Hospital La Pedrera. Todos los pacientes han sido debidamente informados por el equipo de rehabilitación y los investigadores encargados de hacer la experimentación y han dado su consentimiento por escrito antes de comenzar señalando que han entendido el propósito y los requisitos del estudio. La Tabla 6.1 muestra los 10 pacientes que participaron en el estudio.

Los criterios de inclusión fueron: adultos con hemiparesia/hemiplejía, orientados a los tres ámbitos (social, temporal y espacial) con capacidad de colaboración y comprensión de la tarea a realizar y de la información relevante del estudio. Se utilizaron las siguientes pruebas para evaluar la condición de la actividad muscular de los pacientes en los miembros superiores (i) evaluación de la musculatura y fuerza de las extremidades con el índice motor Demeurisse (Bohannon, 1999), (ii) evaluación de la coordinación, movilidad funcional y el rango de movimiento del paciente mediante la prueba STREAM (Ahmed et al., 2003). Se evitó la inclusión de pacientes con las

Tabla 6.1: Información de los pacientes que han participado en el estudio.

| Pacientes | Sexo | Edad | Diagnóstico | Lateralidad | Demeurisse | STREAM |
|-----------|--------|------|----------------------------------|-------------|------------|--------|
| 1 | Hombre | 72 | Distensión abdominal | Diestro | N/A | 10/16 |
| 2 | Hombre | 51 | Hematoma de los ganglios basales | Diestro | 33.5 | 11/16 |
| 3 | Hombre | 70 | Neumonía bilateral por SARS-CoV2 | Zurdo | N/A | N/A |
| 4 | Hombre | 78 | Ictus isquémico aterotrombótico | Diestro | 84.5 | 11/16 |
| 5 | Mujer | 84 | ACV isquémico | Diestro | 17.5 | 7/16 |
| 6 | Hombre | 69 | ACV isquémico de protuberancia | Zurdo | 31.5 | 7/16 |
| 7 | Hombre | 69 | ACV cápsula-lacunar talámico | Diestro | 15 | 0/16 |
| 8 | Hombre | 62 | Cardiopatía isquémica crónica | Diestro | 59 | 8/16 |
| 9 | Hombre | 54 | ACV isquémico en ACM | Diestro | 17.5 | 0/16 |
| 10 | Hombre | 72 | ACV aterotrombótico | Diestro | N/A | 9/16 |

Nota. N/A, valor no disponible; ACM, Arteria Cerebral Media; DEMEURISSE, muestra el déficit de fuerza en las extremidades superiores e inferiores; STREAM, indicar la puntuación obtenida en miembro superior.

siguientes lesiones: hombro doloroso, apraxia, problemas del control del tronco estando sentado, déficits perceptuales severos, déficits lingüísticos que impiden la comunicación (afasia de Wernicke), déficits visuales (agnosia visual aperceptiva) y déficits de atención.

6.2.2 *Dispositivo robótico de neurorehabilitación*

En este estudio, se ha utilizado una nueva versión del dispositivo robótico para rehabilitación para miembro superior llamado Homerehab (Díaz et al., 2018; J. Catalán et al., 2019). La nueva versión del dispositivo se llama Rubidium (Fig. 6.4). Rubidium es un dispositivo comercializado y distribuido por la spin-off iDRhA (iDRhA, 2021).

Este dispositivo es una plataforma robótica de rehabilitación de miembro superior portátil, de tipo escritorio, con dos grados de libertad activos. Consiste en un mecanismo en forma de paralelogramo accionado por dos motores eléctricos que realiza movimientos en un plano horizontal. El paciente apoya el brazo sobre una órtesis ubicada en el efector final, soportando el peso del antebrazo.

Entre los distintos modos de control implementados en el dispositivo Rubidium, disponemos de un modo de asistencia basado en campos de fuerza. Es posible ajustar el perfil de asistencia de los campos de fuerza para adaptarlo al nivel de asistencia que necesite cada paciente. En este estudio, vamos a utilizar dos tipos de campos de fuerza en forma de túnel con extremos (Fig. 6.1). En ambos casos, los extremos del túnel se definen en función de la posición inicial del paciente (origen) y la posición del objetivo (destino).

El campo de fuerza en forma de túnel con extremos (Fig. 6.1a) se utiliza para ayudar al paciente a realizar los movimientos de forma lineal. Sin embargo, este tipo de campo de fuerza no asiste al paciente a la hora de alcanzar el objetivo. En el caso de que el paciente necesite asistencia, se utiliza una versión de este campo de fuerza donde el origen se desplaza a una velocidad constante hacia el destino (Fig. 6.1b). La velocidad de avance se determina en función del tiempo máximo para alcanzar los objetivos.

Con este tipo de campo de fuerza, el sistema brindará asistencia únicamente cuando el paciente no sea capaz de moverse hacia el objetivo a una velocidad mayor a la velocidad de avance del campo de fuerza, permitiendo moverse libremente hacia el objetivo.

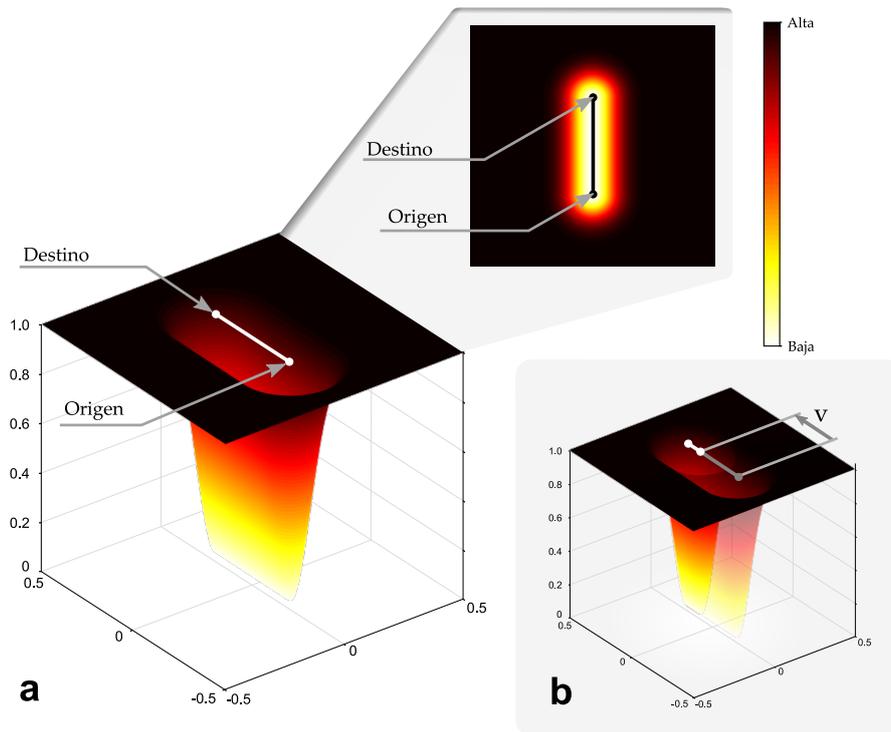


Figura 6.1: Representación gráfica de los campos de fuerza utilizados en este estudio para asistir a los pacientes. **a.** Campo de fuerza en forma de tunel con extremos. **b.** Versión del campo de fuerza con extremos donde el origen se desplaza a una velocidad constante para ayudar al paciente a moverse hacia el objetivo.

6.2.3 Ejercicio de rehabilitación

La Fig. 6.2 muestra una captura del juego, el cual consiste en una modalidad de juego punto a punto. La posición del jugador se representa mediante un círculo blanco. En la parte superior izquierda de la pantalla se muestra el tiempo restante para alcanzar el objetivo con éxito. En la parte superior derecha de la pantalla se indica el número de objetivos que restantes.

Un objetivo se considera alcanzado cuando la distancia del jugador al objetivo, d , es menor o igual que r (Fig. 6.2b). La distancia r se puede adaptar en función del nivel de asistencia que necesite cada paciente.

Los objetivos se seleccionan de forma aleatoria, garantizando que todos los objetivos se alcancen el mismo número de veces.

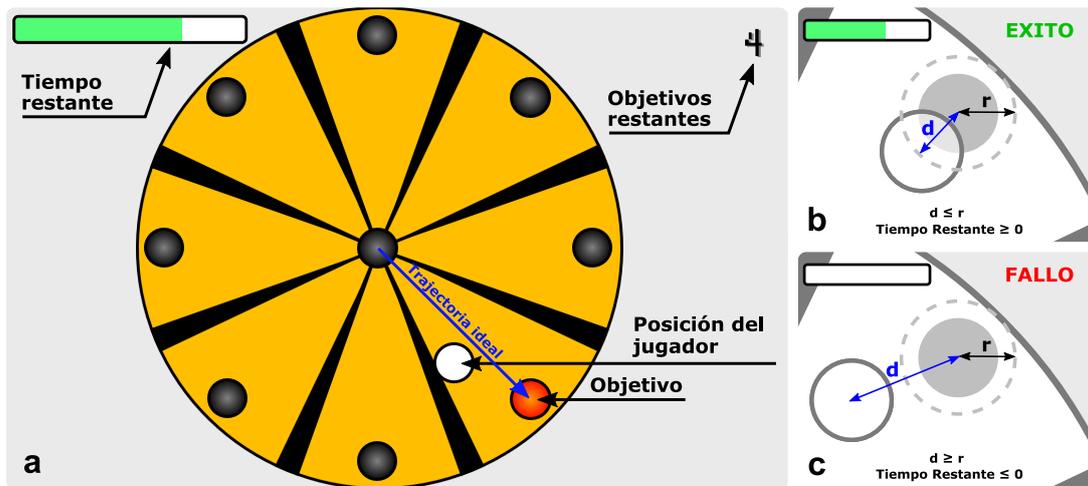


Figura 6.2: Captura del juego terapéutico desarrollado. **a.** Captura del juego. **b.** Condición para alcanzar con éxito el objetivo, donde d es la distancia del jugador al objetivo y r es la distancia mínima necesaria para alcanzar el objetivo. **c.** Condición en la que se considera que un objetivo no ha sido alcanzado.

6.2.4 Protocolo y montaje experimental

La experimentación se ha realizado en una única sesión. Es estudio ha consistido en 3 condiciones distintas (Fig. 6.3):

- **Asistencia Fija.** Nivel de asistencia fija proporcionada por el dispositivo robótico mediante campos de fuerza.
- **Asistencia Local del Terapeuta.** Asistencia proporcionada por el terapeuta.
- **Asistencia Remota del Terapeuta.** Asistencia proporcionada por el terapeuta de forma remota (entorno de tele-rehabilitación).

En este estudio, además de utilizar los campos de fuerza para asistir a los pacientes, se han implementado dos tipos de control maestro-esclavo para que el terapeuta asista al paciente.

En ambos casos, el paciente utiliza un dispositivo Rubidium configurado con un campo de fuerza en forma de tunel con extremos (Fig. 6.1a). Tal y como se ha comentado previamente, este campo de fuerza ayuda a que el paciente realice el movimiento de forma lineal, pero no le ayudara a alcanzar el objetivo.

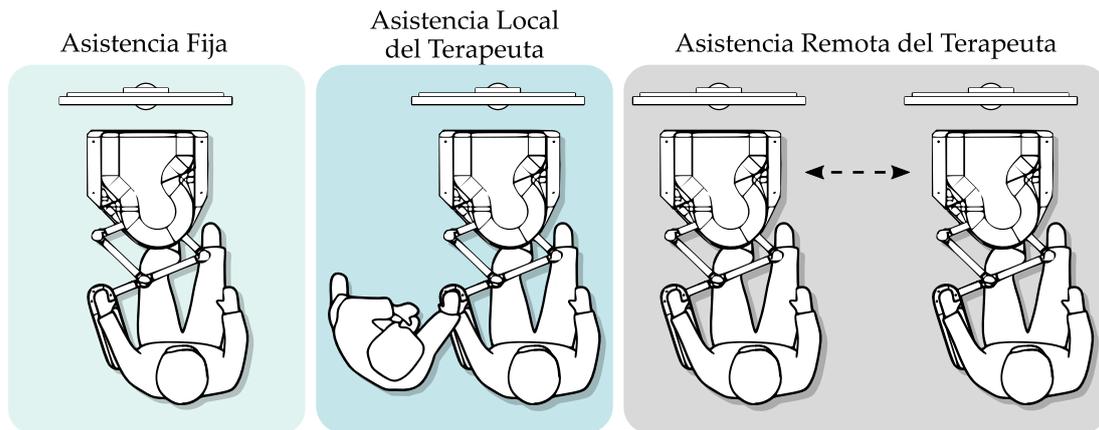


Figura 6.3: Representación gráfica de los distintos modos de asistencia evaluados.

En uno de los casos, el terapeuta aplica fuerzas directamente en el efector final del robot que está utilizando el paciente (Asistencia Local del Terapeuta, Fig. 6.4). En este caso, se ha colocado un sensor de fuerza en el efector final del dispositivo Rubidium para medir la fuerza que proporciona el terapeuta para asistir al paciente.

En el otro caso, el terapeuta interactúa de forma remota con el paciente a través de otro dispositivo Rubidium (Asistencia Remota del Terapeuta, Fig. 6.4). El dispositivo Rubidium del terapeuta está provisto de un sensor de fuerza en el efector final para medir la fuerza de asistencia que el terapeuta desea aplicar al paciente. Este dispositivo replica en tiempo real la posición del paciente.

La Fig. 6.5 resume el protocolo del estudio. Antes de iniciar la sesión, se coloca al paciente frente al dispositivo robótico en una posición cómoda. En primer lugar, realizamos un periodo de familiarización donde explicamos cómo funciona el juego y aprovechamos para hacer una valoración general del paciente para establecer algunos parámetros como el rango de movimiento, el tiempo máximo para alcanzar los objetivos, o la magnitud de los campos de fuerza. Esta información será útil para configurar los campos de fuerza y establecer un nivel de asistencia adecuado en el caso del modo asistencia fija.

Después del período de familiarización, se comienza con la sesión experimental. Las condiciones del estudio se realizaron en orden aleatorio. En cada uno de ellas, el paciente tenía 32 intentos, y en cada intento debía alcanzar uno de los 8 objetivos de la ruleta antes de que se acabara tiempo y después regresar al centro.

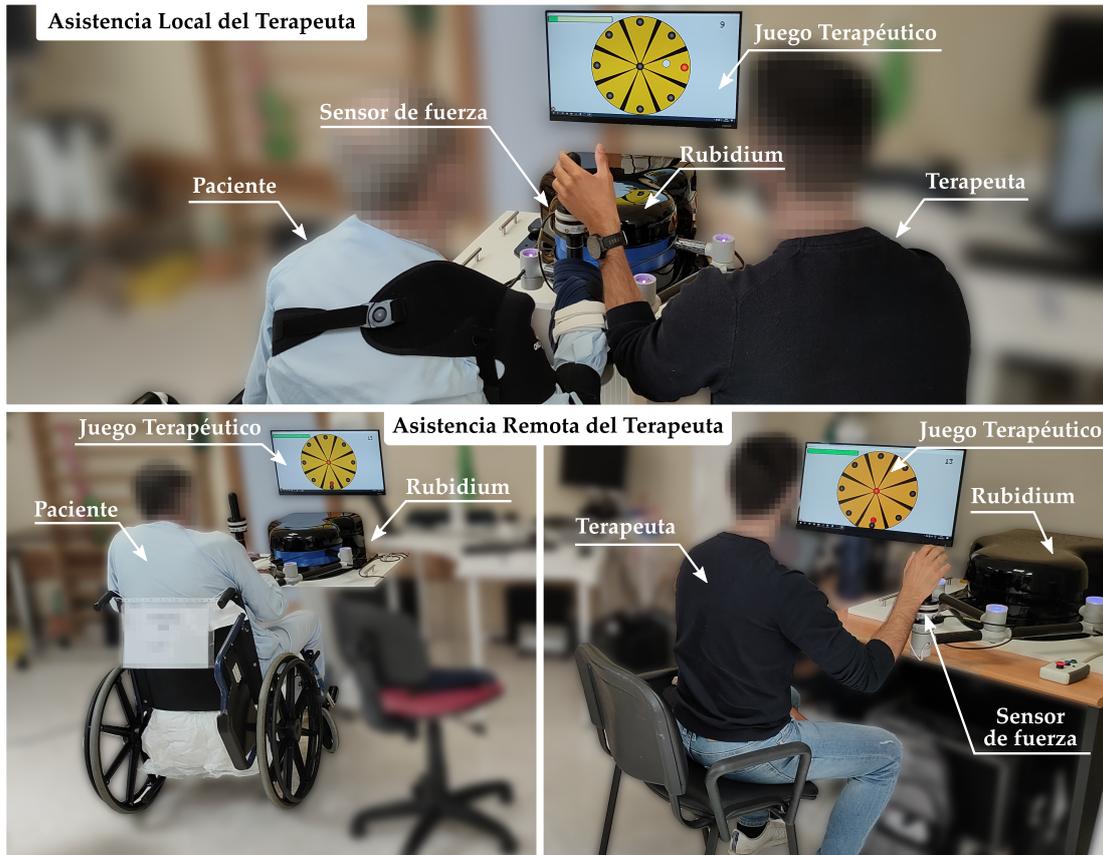


Figura 6.4: Imagen del montaje experimental durante las condiciones de asistencia local y remota del terapeuta.

En cada uno de los intentos (Fig. 6.5), el paciente tiene que esperar en el centro de la ruleta hasta que un objetivo se ilumine (Fig. 6.2a). En ese momento el paciente tendrá que intentar alcanzar el objetivo antes de que se agote el tiempo, y después regresar al centro de la ruleta. El tiempo máximo para alcanzar el objetivo se ajusto en función de la evaluación inicial del paciente.

Cada condición dura aproximadamente 7 - 8 min. Después de cada condición, el paciente tendrá un periodo de descanso de 3 - 5 min. Este período de descanso también se utiliza para rellenar los cuestionarios.

Todos los participantes han realizado el estudio con el mismo terapeuta, de esta manera, la estrategia empleada para asistir a los pacientes en los modo de asistencia maestro-esclavo ha sido la misma.

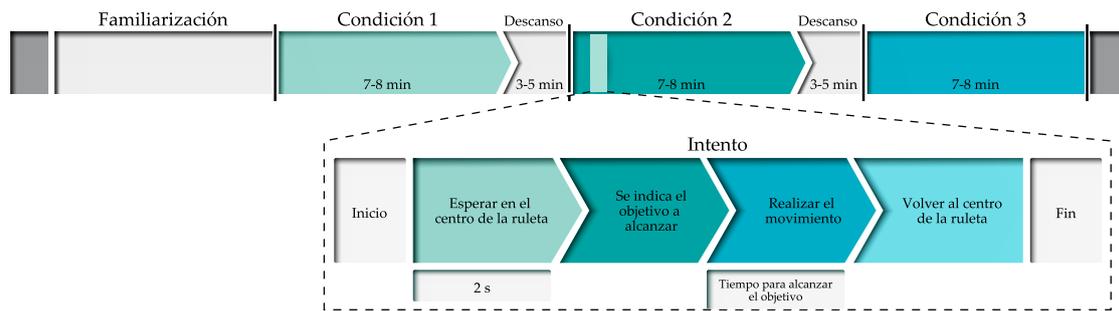


Figura 6.5: Diagrama del protocolo del estudio. Las condiciones se realizan de forma secuencial y en orden aleatorio. Después de cada condición, se lleva a cabo un período de descanso de 3 - 5 min. Este periodo de descanso también se utiliza para rellenar los cuestionarios.

Al final de la sesión con cada uno de los pacientes, se invitó a un miembro del personal clínico del hospital a probar los diferentes modos de asistencia y se les solicitó que rellenaran los cuestionarios.

6.2.5 Estimación del nivel de asistencia

Desde el punto de vista del terapeuta, la manera más intuitiva de asistir al paciente en una terapia asistida por robots en una modalidad de juego punto a punto, sería agarrar el efector final del paciente y aplicar fuerza para ayudarlo a alcanzar el objetivo realizando el movimiento de la forma más lineal posible.

En la plataforma de rehabilitación utilizada en este estudio, se utiliza un campo de fuerza para ayudar a los pacientes a realizar los movimientos de forma lineal. Por tanto, en este caso, la asistencia que proporciona el terapeuta consiste únicamente en ayudar al paciente a alcanzar el objetivo.

El terapeuta es completamente libre de aplicar la magnitud y dirección de la fuerza de asistencia que considere necesaria. Por lo tanto, para estimar el nivel de asistencia proporcionado a los pacientes, calculamos la magnitud de la fuerza que les ayuda a moverse hacia el objetivo. Para hacer ello, utilizamos la Ecuación 6.1.

$$F_{asistencia} = |F| \cdot \cos \alpha = |F| \cdot \frac{F \cdot V_{trayectoria}}{|F| \cdot |V_{trayectoria}|} \quad (6.1)$$

A la fuerza que ayuda al paciente a moverse hacia el objetivo la llamaremos fuerza de asistencia, $F_{asistencia}$. En la Fig. 6.6 se ilustra gráficamente el cálculo del vector de fuerza de asistencia.

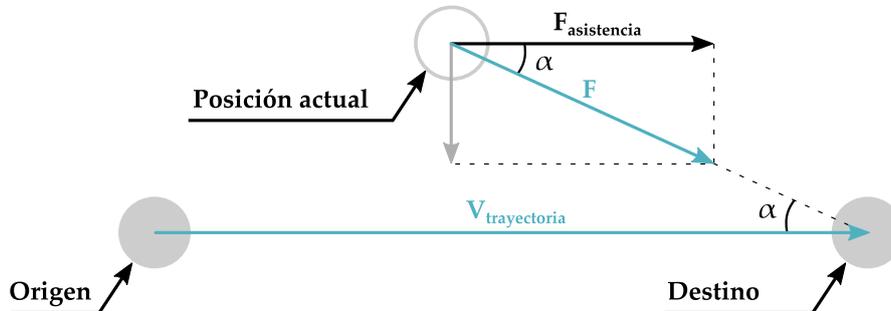


Figura 6.6: Ilustración gráfica del cálculo de la fuerza de asistencia, $F_{asistencia}$. $V_{trayectoria}$ corresponde con el vector definido por el origen y destino de la trayectoria hacia el objetivo actual. F es el vector de fuerza que se está aplicando al paciente.

6.2.6 Evaluación subjetiva de la usabilidad de un sistema

Para evaluar la usabilidad del sistema, se ha utilizado el cuestionario **SUS** (Brooke, 1996). El **SUS** es una medida popular de usabilidad percibida que determina el nivel de cumplimiento a partir de las expectativas del usuario, el nivel de satisfacción y el rendimiento del sistema. Consiste en 10 preguntas. En este estudio, después de probar cada uno de los modos de asistencia, se entregó uno de estos cuestionarios al paciente. Tenían que responder en función de su nivel de acuerdo o desacuerdo utilizando una escala de 5 puntos de tipo Likert (de 1 a 5; (Likert, 1974)).

Para ayudar a la comprensión de los resultados del **SUS**, este puede interpretarse de diferentes formas. La Fig. 6.7 muestra algunas de estas interpretaciones.

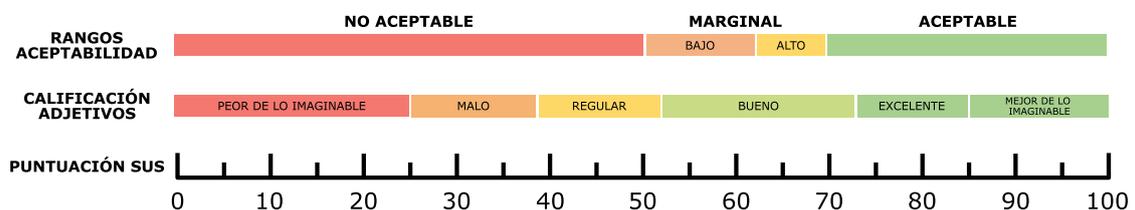


Figura 6.7: Asociación de las puntuación del System Usability Scale (**SUS**) a una escala de adjetivos y rango de aceptabilidad.

Por un lado Bangor; P. Kortum et al. (2009) asoció las puntuaciones del SUS con una escala de adjetivos de 7 puntos para utilizar palabras en lugar de números a la hora de describir la experiencia de los usuarios. Esta escala contiene adjetivos que los usuarios asociaron libremente con la usabilidad de un sistema. Además, Bangor; P. T. Kortum et al. (2008) definieron otra forma de usar palabras para describir la usabilidad de un sistema, esta vez en términos de lo que es "acceptable." "no acceptable".

6.2.7 Evaluación subjetiva de la experiencia de usuario

Actualmente, existen muchas herramientas para evaluar la motivación y satisfacción del paciente durante una terapia asistida por tecnologías de rehabilitación. Uno de los instrumentos mas utilizados es el IMI (Monardo et al., 2021). Este cuestionario proporciona una evaluación subjetiva basada en 4 aspectos: diversión/interés, esfuerzo/importancia, habilidad percibida, y presión/tensión. Hay muchas versión del IMI (McAuley et al., 1989). En este estudio se ha decidido utilizar una versión reducida que haya sido evaluada en otros estudios (Goršič; Hlucny et al., 2020b; Goršič; Cikajlo; Goljar et al., 2017; Goršič; Cikajlo y Novak, 2017).

6.2.8 Análisis Estadístico

En el análisis estadístico, se ha realizado un estudio de la normalidad de los datos por medio de test Shapiro-Wilk. Todos los parámetros cumplen el test de normalidad, excepto en el caso de los parámetros del cuestionario IMI.

Para los parámetros que cumplan el test de normalidad, se ha empleado el test ANOVA (análisis de varianzas) para muestras repetidas (One-Way Repeated-Measures ANOVA). Para comprobar la asunción de esfericidad, se ha utilizado el test de Mauchly. Si los datos no cumplen la asunción de esfericidad, se utiliza la corrección Greenhouse–Geisser en el caso de que $\epsilon \leq 0.75$ o la corrección Huynh–Feldt cuando $\epsilon > 0.75$. En el analisis Post-Hoc, se ha evaluado la igualdad de varianzas entre grupos (homocedasticidad y homegeneidad de varianzas) mediante el test de Bartlett. En función del resultado del test de Bartlett, se utiliza el test Tukey o de Games-Howell para estudiar las comparaciones por pares.

En el caso de los parámetros que no cumplen el test de normalidad, se utiliza el test de Friedman. Para las comparaciones Post-Hoc se ha empleado el test Wilcoxon

Signed-rank con la modificación de Pratt para solucionar la diferencia cero entre grupos. Se aplica el coeficiente de corrección Holm-Bonferroni para corregir los resultados de las comparaciones por pares.

6.3 RESULTADOS

6.3.1 Fuerza de Asistencia

En la Fig. 6.8 se muestran dos ejemplos de las trayectorias de dos de los usuarios del estudio con un mapa de calor que indica la ubicación y nivel de asistencia proporcionada por el sistema robótico de rehabilitación, estimada como el valor medio de la fuerza de asistencia. Las áreas más oscuras indican una mayor asistencia. Estos dos pacientes han sido específicamente escogidos para ilustrar dos tipos de pacientes.

El paciente 1, es un el caso de un paciente capaz de realizar los movimientos con un nivel bajo de asistencia, tal y como puede observarse en la asistencia proporcionada por el terapeuta en los modos local y remoto. Sin embargo, se observa como en la asistencia

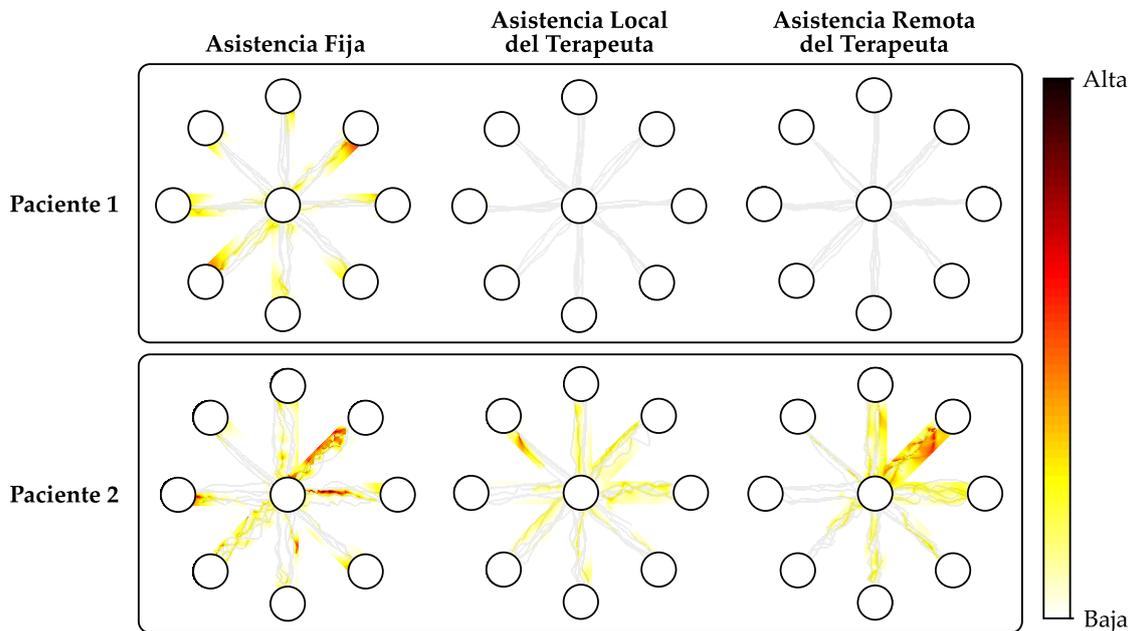


Figura 6.8: Ejemplos de las trayectorias de dos de los usuarios del estudio con un mapa de calor que indica la ubicación y nivel de asistencia proporcionada. Las áreas más oscuras indican una mayor asistencia.

fija, se aplican fuerzas de asistencia mayores. Por otro lado, el paciente 2 es el tipo de paciente más común del estudio. Los resultados sugieren que en el modo de asistencia fija se proporciona mayor asistencia que en el resto de modos. En cuanto a la asistencia proporcionada por el terapeuta, vemos que es mayor en el modo de asistencia remota que en local.

Se ha calculado la fuerza de asistencia media y máxima en cada condición para todos los pacientes (Fig. 6.9a). Los resultados de la fuerza de asistencia media muestran diferencias significativas entre grupos (One-way Repeated Measure ANOVA $p < 0.0001$). En las comparaciones por pares, se obtiene que el modo de asistencia fija es significativamente diferente al modo de asistencia local ($p = 0.0002$) y remota ($p = 0.002$) en los cuales hay interacción del terapeuta con el sistema robótico de rehabilitación. Los resultados indican que la fuerza de asistencia media proporcionada por el terapeuta es similar en el modo local y remoto ($p = 0.18$). El análisis, también muestra diferencias significativas en el caso de la fuerza de asistencia máxima (One-way Repeated Measure ANOVA $p < 0.0001$). Las comparaciones por pares muestran que todos los modos son

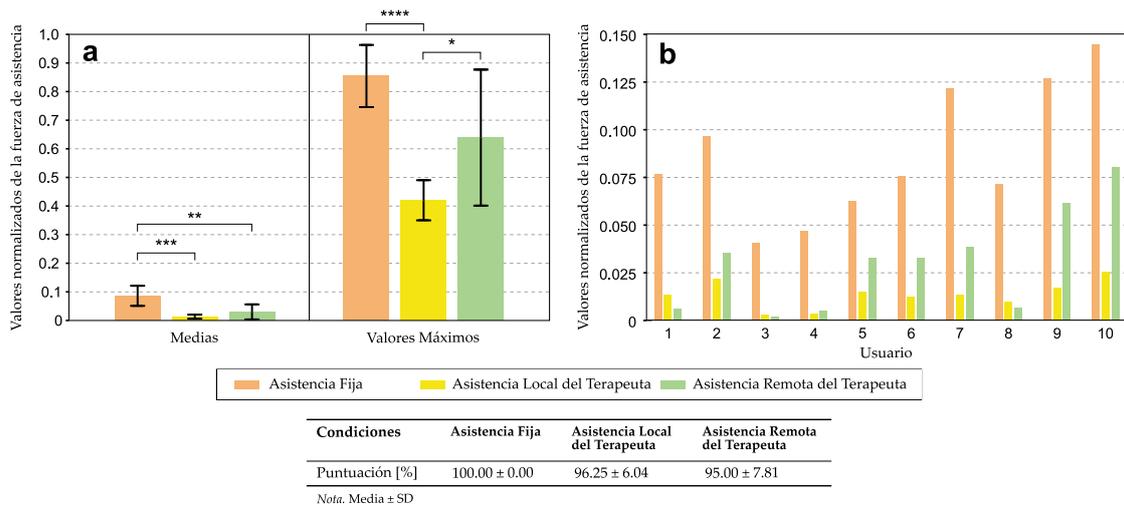


Figura 6.9: Valores normalizados de la fuerza de asistencia. **a.** Fuerza de asistencia media y máxima en cada condición para todos los pacientes. Las barras representan el valor medio, mientras que la barra de error indican la desviación estándar. **b.** Fuerza de asistencia media en cada condición para cada uno de los pacientes. Las fuerzas de asistencia de cada paciente han sido normalizadas por el valor máximo proporcionado a lo largo de las 3 condiciones. La tabla recoge la media y desviación estándar del porcentaje de objetivos alcanzados en cada condición por todos los pacientes.

significativamente diferentes entre sí, exceto en el caso del modo de asistencia fija y el modo de asistencia local del terapeuta ($p = 0.05$).

En la Fig. 6.9b, se muestra el valor de la fuerza de asistencia media en cada una de las condiciones para cada paciente del estudio. Como puede observarse, la fuerza de asistencia media, en todos los casos, es mayor en el modo de asistencia fija. Además, en la mayoría de casos, vemos que la fuerza de asistencia media proporcionada por el terapeuta es mayor en el modo remoto en comparación con el modo local.

Como medida del rendimiento del juego, se ha calculado el porcentaje de objetivos alcanzados con éxito (Fig. 6.9). En todos los modos se obtiene un rendimiento alto.

6.3.2 *Experiencia de los usuarios*

En la Fig. 6.10, se muestran los resultados obtenidos mediante el cuestionario IMI. No se han obtenido diferencias significativas entre los modos. Sin embargo, se observan una serie de tendencias en los resultados que deben ser discutidas.

El parámetro *Interés/Diversión* del IMI, no muestra ninguna diferencia entre los tres modos, de hecho son muy similares. Pero en el caso del parámetro *Esfuerzo/Importancia*, se observan diferencias entre modos. Según la valoración subjetiva de los pacientes, el modo de asistencia fija es el que les supone menor esfuerzo, seguido de los modos de asistencia local y remota del terapeuta. En el caso del parámetro *Competencia Percibida*, se obtiene un valor muy alto en todos los casos, siendo un poco menor en la modo de asistencia local del terapeuta. Finalmente, los resultados del parámetro *Presión/Tensión* indican que los pacientes sienten una presión mayor en los modos de asistencia local y remota del terapeuta. En el caso del modo de asistencia fija, el valor es prácticamente cero.

6.3.3 *Evaluación de la usabilidad de los modos de asistencia*

Fig. 6.11 muestra los resultados de la evaluación de la usabilidad de los distintos modos de asistencia realizada por los pacientes y el personal clínico. En el caso de la evaluación realizada por los pacientes, obtenemos puntuaciones muy altas. Todos los modos han sido calificados como mejores de lo imaginable (> 85.0).

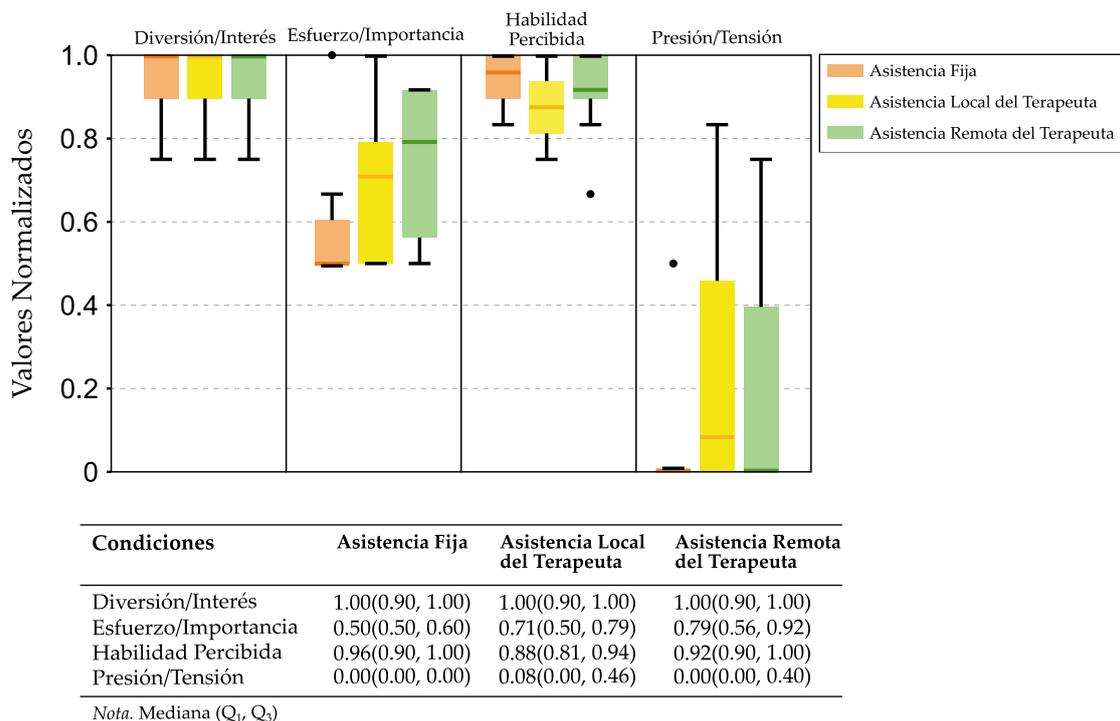


Figura 6.10: Resultados del Intrinsic Motivation Inventory (IMI) para las tres condiciones del estudio. La tabla recopila la mediana y el valor del primer y tercer cuartil de cada uno de los parámetros.

También se han obtenido puntuaciones muy altas en la evaluación del personal clínico. Sin embargo, el modo de asistencia remota del terapeuta logra una puntuación un poco más baja (= 76.88, Excelente).

6.4 DISCUSIÓN

6.4.1 Diferencias en el modo de asistencia

Tal y como se mencionó anteriormente, en este estudio, se estima el nivel de asistencia por medio de la magnitud de la fuerza de asistencia. Los resultados sugieren que el modo de asistencia fija tiene un nivel de asistencia significativamente mayor que los demás (Fig. 6.9).

La puntuación es un parámetro comúnmente utilizado para estimar el rendimiento del ejercicio (Darzi y Novak, 2019; Norouzi-Gheidari et al., 2013). Permite evaluar si los

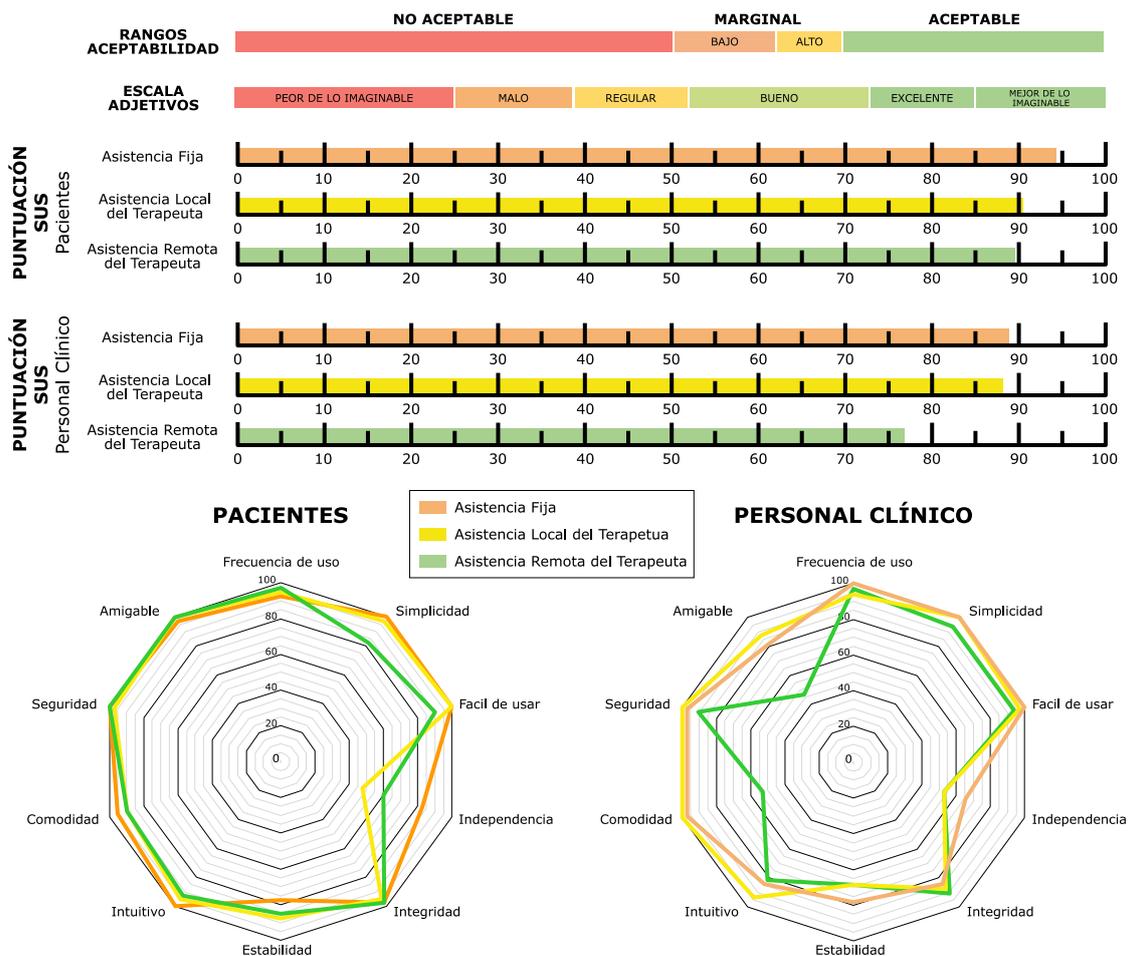


Figura 6.11: Puntuaciones medias del System Usability Scale (SUS) correspondientes a la evaluación realizada por los pacientes y el personal clínico.

pacientes pueden realizar correctamente el ejercicio. En este estudio, se ha obtenido un rendimiento muy alto en todas las condiciones. Estos resultados indican que la asistencia proporcionada a los pacientes, en todos los casos, ha sido suficiente para realizar correctamente el ejercicio.

En el modo de asistencia fija, el robot asiste por igual independientemente del objetivo. Sin embargo, este no es el caso en los modos asistencia local y remota del terapeuta. El terapeuta puede decidir la forma y el momento adecuados para ayudar al paciente a alcanzar cada objetivo. Esto significa que puede decidir no ofrecer asistencia y dejar que el paciente se esfuerce más en aquellos objetivos que puede alcanzar por sí mismo. De esta forma, el perfil de asistencia no es el mismo en todos los objetivos, como

ocurre en el modo de asistencia fija, por lo que las fuerzas de asistencia se adaptan mejor a las capacidades de los pacientes.

En cuanto al resultado del IMI (Fig. 6.10), el esfuerzo percibido por los pacientes es mayor cuando la asistencia es proporcionada por el terapeuta. Sin embargo, los pacientes indican que disfrutan de los tres modos de asistencia por igual. Además, indican que están satisfechos con su rendimiento en todos los modos. Por lo tanto, no hay evidencias que sugieran que el aumento en el esfuerzo percibido por los pacientes pueda llegar a desmotivarlos en ninguno de los modos.

A partir de estos resultados, podemos concluir que en la modalidad de asistencia fija el nivel de asistencia fue mayor de lo necesario, es decir, las fuerzas de asistencia proporcionadas por el terapeuta se adaptan mejor a las necesidades del paciente.

Por otro lado, el nivel de asistencia proporcionado por el terapeuta de forma remota es generalmente mayor que en local. En este estudio, la única diferencia entre las 3 condiciones es la forma en que se ayuda al paciente. Por lo tanto, la única diferencia entre el modo de asistencia local y remota es la interacción con el usuario. Según los comentarios que hemos recibido por parte del personal clínico, en una terapia remota, la comunicación con el paciente es más limitada, especialmente con determinadas patologías. Por eso es más difícil evaluar cuándo asistir al paciente. Además, la forma de trabajar con los pacientes es diferente a la que están acostumbrados. Esto quiere decir que, las decisiones de los terapeutas, y por tanto los resultados, mejorarían con el entrenamiento y un mayor dominio del sistema.

Aun así, los resultados obtenidos en el modo de asistencia remota son mejores que los obtenidos con el modo de asistencia fija, por lo que, aunque la comunicación con el paciente es más complicada, la asistencia proporcionada se adapta mejor a las necesidades del paciente.

6.4.2 Usabilidad de los modos de asistencia

La evaluación de los tres modos de asistencia de este estudio se ha realizado desde dos puntos de vista (Fig. 6.11): por un lado, los pacientes que han participado en el estudio y por otro el personal clínico del hospital.

Los resultados obtenidos en la evaluación realizada por los pacientes muestran que todos los modos obtuvieron una puntuación muy alta. Sin embargo, observamos una

puntuación algo menor en el caso de los modos donde la asistencia la proporciona el terapeuta. Analizando las respuestas a las preguntas, la principal diferencia de estos modos con respecto al modo de asistencia fija radica en el nivel de independencia. Los pacientes perciben un menor nivel de independencia en estos modos porque necesitan la asistencia del terapeuta para la correcta realización del ejercicio (la ayuda percibida es más evidente).

En la evaluación realizada por el personal clínico participaron 4 terapeutas y 4 fisioterapeutas. En este caso también obtenemos una puntuación muy alta en todos los casos, pero en la modalidad de asistencia remota la puntuación es menor que en el resto de modos.

Las respuestas del personal clínico sugieren que el modo de asistencia remota es más difícil de utilizar que el resto. Como comentamos anteriormente, en el modo de asistencia remota, la forma de trabajar difiere de la manera en la que están acostumbrados a trabajar en el día a día con los pacientes y la interacción con el paciente resulta más compleja.

6.5 CONCLUSIÓN

En este estudio se han evaluado las ventajas de una estrategia maestro-esclavo para asistir al paciente en un ejercicio de rehabilitación asistido por robots. También se ha evaluado si este tipo de estrategia es aplicable en un entorno de tele-rehabilitación, donde la interacción social con el paciente es más limitada en comparación con estar junto al paciente. Para ello, se ha realizado un estudio con 10 pacientes que han realizado una modalidad de juego punto a punto bajo tres modos de asistencia: asistencia fija (sin interacción del terapeuta), asistencia local del terapeuta y asistencia remota del terapeuta (teleoperación en un entorno de tele-rehabilitación).

Los resultados obtenidos indican que la asistencia ofrecida por un terapeuta se adapta mejor a las necesidades del paciente. Este modo de asistencia maximiza el esfuerzo del paciente, que es un aspecto importante para mejorar los resultados de una terapia de neurorrehabilitación. También se ha observado que en un entorno de tele-rehabilitación es más difícil evaluar cuándo asistir al paciente. Sin embargo, la asistencia se adapta mejor a los pacientes en el modo remoto que en el modo de asistencia fija.

CONCLUSIONES

7.1 CONCLUSIÓN

Aunque introducir la interacción social en una terapia de neurorrehabilitación asistida por robots ha demostrado aumentar la motivación de los pacientes y es un aspecto con mucho potencial a la hora de mejorar el rendimiento de la terapia a largo plazo, actualmente, es un aspecto infrautilizado.

Es cierto que en los últimos años se ha despertado cierto interés en los juegos de rehabilitación interpersonales (sobre todo este último año debido al confinamiento preventivo y la reducción de aforos provocado por la pandemia del SARS-CoV2) todavía hay muchos aspectos de los que no se encuentran estudios en la bibliografía.

Los sistemas capaces de implementar terapias interpersonales asistidas por robots necesariamente tienen arquitecturas complejas en las que se conectan en tiempo real varios dispositivos robóticos (normalmente dos) junto con diferentes sensores o interfaces de control. Estas arquitecturas suelen estar diseñadas específicamente para la aplicación y los dispositivos que se van a utilizar, lo que hace difícil que el sistema se pueda adaptar en el futuro a nuevos tipos de terapias o al uso de nuevos dispositivos robóticos.

En este aspecto, se ha diseñado una arquitectura multimodal capaz de integrar y comunicar componentes de diferente índole para desarrollar sistemas robóticos complejos de rehabilitación y asistencia. Con esta arquitectura, se han implementado y evaluado los siguientes sistemas. Primero, se ha llevado a cabo la implementación de un sistema complejo de robótica asistencial, en el que se ha integrado con éxito multitud de sensores junto con diferentes interfaces de control y dispositivos robóticos para la creación de un sistema autónomo capaz de ayudar a un usuario a realizar diferentes *AVDs*. Después, se implementó un sistema para la realización de terapias competitivas. Seguidamente, se desarrolló un sistema para realizar terapias cooperativas. Y finalmente, se llevó a cabo la implementación de un sistema capaz de implementar terapias de tele-rehabilitación mediante una estrategia de teleoperación maestro-esclavo.

Uno de los problemas principales de las terapias neurorehabilitación interpersonales que todavía se está estudiando como abordar, es comprender la manera en la que la interacción social de los pacientes afecta a su estado anímico. El hecho de desconocer como afecta esta interacción social a los pacientes, añade una variable que hace que la obtención de medidas objetivas (por ejemplo, interpretar las señales fisiológicas) sea más difícil. Por esta razón, la mayoría de estudios en este campo se basan únicamente en medidas subjetivas (cuestionarios) para evaluar el estado del paciente.

En este aspecto, se ha realizado un estudio en donde se han analizado los cambios que se producen en las reacciones fisiológicas debidos a una modalidad de juego multijugador de tipo competitivo. Los resultados indicaron que pese a restringir al máximo las interacciones sociales, el simple hecho de interactuar con otro jugador dentro del juego (tipo de competidor) afectaba a las reacciones fisiológicas de los participantes.

Para finalizar, se ha realizado un estudio donde se han medido de forma objetiva las ventajas que ofrece un modelo de asistencia teleoperado por un terapeuta en un entorno de tele-rehabilitación mediante una estrategia de control maestro-esclavo. En este estudio el terapeuta participaba junto con el paciente en un ejercicio asistido por dos plataformas robóticas de rehabilitación. Esta interacción social aumentaba la motivación del paciente, pero además, la experiencia del terapeuta hizo que la asistencia se adaptara mejor a sus necesidades, y por tanto, se aumentara el esfuerzo realizado por el paciente en comparación con un modelo de asistencia basado en campos de fuerza.

7.2 TRABAJOS FUTUROS

Durante la elaboración de esta tesis doctoral han quedado algunas líneas de trabajo abiertas. Estas líneas se pueden resumir en los siguiente puntos:

- Realizar un estudio más amplio para evaluar si las diferencias observadas en las reacciones fisiológicas pueden generalizarse a pacientes con lesiones neurológicas.
- Implementar un modelo de asistencia para terapias de un jugador asistidas por un robot de rehabilitación en base al perfil de asistencia definido por el terapeuta en una terapia de rehabilitación maestro-esclavo.
- Realizar un estudio con pacientes para evaluar las ventajas de una terapia cooperativa en el aumento de la motivación del paciente durante la terapia.
- Implementar un método de adaptación de la dificultad para terapias competitivas/cooperativas que tenga en cuenta el estado anímico del paciente y que sea capaz de mantener el nivel de competitividad entre dos pacientes con distinto nivel de habilidad.

CONTRIBUCIONES PRINCIPALES

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition. El cuerpo de dicha tesis queda constituido por los siguientes artículos, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Catalán, J. M.; García-Pérez, J. V.; Blanco, A.; Martínez, D.; Lledó, L. D. y García-Aracil, N. (2021), «Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality», *Sensors* **21**(11), DOI: [10.3390/s21113681](https://doi.org/10.3390/s21113681)

- Título de la revista: *Sensors* (ISSN: 1424-8220)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3,275
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (15/64).

Crea, S.; Nann, M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Baldoni, A.; Badesa, F. J.; Catalán, J. M.; Zollo, L.; Vitiello, N.; Aracil, N. G. et al. (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**(10823), págs. 1-9, DOI: [10.1038/s41598-018-29091-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-29091-5)

- Título de la revista: *Scientific reports* (ISSN: 2045-2322)
- Factor de impacto JCR-SCI (2019): 3.998
- Categoría: Multidisciplinary Sciences, Cuartil Q1 (17/71).

A continuación se anexan los documentos correspondientes a dichas publicaciones.

Article

Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality

José M. Catalán * , José V. García-Pérez, Andrea Blanco , David Martínez , Luis D. Lledó and Nicolás García-Aracil 

Biomedical Neuroengineering Research Group of the Bioengineering Institute, Miguel Hernandez University, 03202 Elche, Spain; j.garciap@umh.es (J.V.G.-P.); ablanco@umh.es (A.B.); david.martinezp@umh.es (D.M.); lledo@umh.es (L.D.L.); nicolas.garcia@umh.es (N.G.-A.)

* Correspondence: jcatalan@umh.es

Abstract: Interpersonal rehabilitation games, compared to single-player games, enhance motivation and intensity level. Usually, it is complicated to restrict the use of the system to pairs of impaired patients who have a similar skill level. Thus, such games must be dynamically adapted. Difficulty-adaptation algorithms are usually based only on performance parameters. In this way, the patient's condition cannot be considered when adapting the game. Introducing physiological reactions could help to improve decision-making. However, it is difficult to control how social interaction influences physiological reactions, making it difficult to interpret physiological responses. This article aimed to explore the changes in physiological responses due to the social interaction of a competitive game modality. This pilot study involved ten unimpaired participants (five pairs). We defined different therapy sessions: (i) a session without a competitor; (ii) two sessions with a virtual competitor with different difficulty levels; (iii) a competitive game. Results showed a difference in the physiological response in the competitive mode concerning single-player mode only due to the interpersonal game modality. In addition, feedback from participants suggested that it was necessary to keep a certain difficulty level to make the activity more challenging, and therefore be more engaging and rewarding.

Keywords: rehabilitation; multiplayer games; interpersonal rehabilitation games; patient engagement; exergames; robotics



Citation: Catalán, J.M.; García-Pérez, J.V.; Blanco, A.; Martínez, D.; Lledó, L.D.; García-Aracil, N. Differences in Physiological Reactions Due to a Competitive Rehabilitation Game Modality. *Sensors* **2021**, *21*, 3681. <https://doi.org/10.3390/s21113681>

Academic Editors: Dongwook Rha and Kyoungchul Kong

Received: 3 May 2021
Accepted: 24 May 2021
Published: 25 May 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

In the last report from the Stroke Alliance for Europe [1], around 15 million people worldwide suffer from stroke every year. Through the data collected by the Global Burden of Disease study in 2015 and demographic projections obtained from Eurostat (statistical office of the European Union, EU), the number of strokes is expected to rise to 34% between 2015 and 2035 in the EU. With the welcome improvements in the survival rate, the number of post-stroke people has increased, which increases the need for care and rehabilitation. In 2015, the EU dealt with an estimated combined direct and indirect cost of € 45 billion. Reducing the incidence of stroke and the likelihood of long-term disability will help to reduce these costs [2,3].

The effectiveness of rehabilitation in improving functioning and quality of life is higher in a high-intensity, reproducible therapy. Professionals have also described motivation as an important determinant of rehabilitation outcome [4]. It has been shown that multicenter clinical trials with robots can achieve long-term results comparable to exercise with a therapist [5,6]. In addition, rehabilitation robotic devices have shown promising results to increase rehabilitation therapy intensity and motivation [7–9].

A promising way to maintain a high level of motivation during long-term rehabilitation therapies is to use interpersonal rehabilitation games in which patients cooperate or compete in a game. Several studies demonstrated that interpersonal rehabilitation

games obtain better results in increasing motivation and exercise intensity compared to conventional rehabilitation exercises [10–13].

One of the main research topics on interpersonal rehabilitation games is the development of difficulty-adaptation methods. To obtain good outcomes in a competitive or cooperative rehabilitation game, patients should be on an equal footing to ensure a proper level of competitiveness. Usually, it is complicated to limit the use of the system to pairs of impaired patients who have a similar skill level. That is why the system should be adapted to the condition of the patient.

In competitive and cooperative rehabilitation games, the difficulty-adaptation methods are usually based on performance parameters [14,15]. Evaluating the patient's condition and adjusting the therapy accordingly comprise a complex problem. By controlling the therapy conditions, it is possible to modulate the system as a function of the patient's state [16,17]. However, an interpersonal rehabilitation game is an even more complex paradigm since social interaction could affect the patients' physiological response during the exercise. That makes it challenging to determine the different cognitive and affective states of the patients. Currently, new methods are underway to adapt the exercises considering the patient's condition [18,19]. However, it is difficult to discern whether the physiological reactions are due to the game's difficulty or social interaction. This aspect is key to quantifying the patient's capabilities and determining whether to increase or decrease the game's difficulty.

This article aimed to study how the user's physiological reactions are affected due to the interpersonal game modality. To perform this, we defined a single-player game modality with a virtual competitor with an intensity level very similar to the one of the competitive mode. In addition, we limited the social interactions during the competitive mode, preventing users from communicating with each other during the game. In this way, we measured differences in the physiological responses of the users only due to the type of competitor. Moreover, we also studied two single-player game modes, one without a competitor and another with an easy difficulty level. These served as a reference when studying the levels of motivation and intensity.

2. Methods

2.1. Subjects

A total of 10 subjects (9 men, 1 woman) with no motor or cognitive impairment were recruited for the study. They were between 23 and 50 years old (31.6 ± 9.5 years). All of them were right-handed. They were recruited from the staff of the Bioengineering Institute of Miguel Hernández University.

Pairs of participants were recruited according to approximate age, gender, and handedness (except in one case, in which a woman competed with a man). In two-player game studies, it is common to match by gender [12,20] because significant differences in game experience have been found due to gender [21]. Similarly, significant differences in game experience have been found between young and old players [22]. In addition, both members of a pair were already familiar with each other to some degree. Familiarization with rehabilitation robots was considered as an exclusion criterion.

2.2. Experimental Setup

Figure 1 shows an overview of the experimental setup used in this study. Each participant sat in front of a robot and grasped the end-effector with his/her dominant hand. Two screens placed in front of each subject displayed the game. They were facing each other. They could not see each other and were instructed not to interact during the game session. However, they were allowed to interact between conditions.

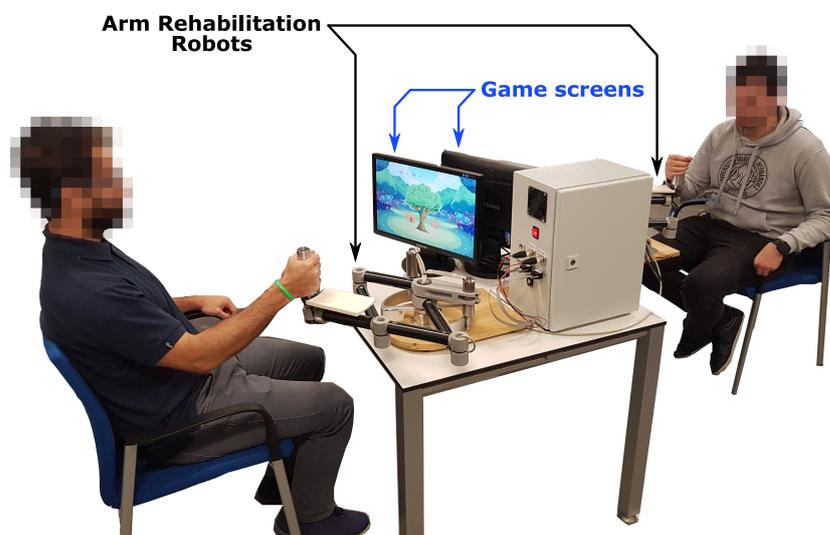


Figure 1. Overview of the experimental setup with two participants.

2.3. Game

Figure 2 shows an overview of the game. It consisted of a point-to-point modality. The player cursor was represented by a hand whose center corresponded to the actual position of the patient. A bird represented the virtual competitor.

Firstly, the player had to wait in the basket until an apple appeared (Figure 2a), then try to reach it faster than the bird and then drop the apple in the indicated basket. For each apple collected, players accumulated some points.

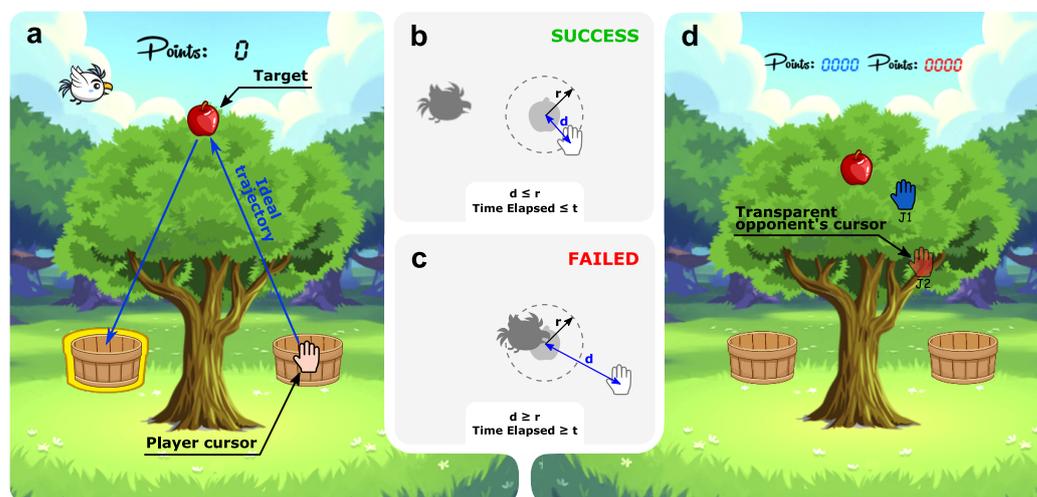


Figure 2. Overview of the game. (a) A screenshot of the single-player game mode. (b) Condition of successfully reaching the target, where d is the distance of the player cursor to the target, r is the minimum distance to reach the target successfully, and t is the set time to reach the target. (c) Condition of failing to reach the target. (d) A screenshot of the competitive game mode.

A target was considered reached when the distance of the player cursor to the apple, d , was less than or equal to the distance r (Figure 2b). In this study, the distance r was set to 1 cm for all game modes. The time t (Figure 2b,c) was the amount of time the user had to reach the target before the bird reached it.

The basket, in which the user had to drop the apple, was chosen randomly while guaranteeing both baskets were reached an equal amount of times.

There were two game modalities:

- A single-player game modality (Figure 2a): In this modality, participants took a certain number of apples freely or competed against the bird. In the latter case, the difficulty level was adjusted by setting the t parameter. The goal consisted of scoring as many points as possible;
- A multiplayer game modality: This modality consisted of a competitive game where two players participated simultaneously (Figure 2d). Participants played against each other and tried to obtain more points than the other. Points were assigned according to the order of arrival at the basket, so participants had to take the apple and leave it in the basket before their competitor. During the game, players could see the score and the position of the other player.

2.4. Arm Rehabilitation Robot

In this study, two identical robotic devices for upper limb rehabilitation were used [23,24]. This rehabilitation platform consisted of a robotic system with two actuated degrees of freedom. It was designed to be placed on a table and used sitting on a chair.

Since the participants were unimpaired, the robotic platform did not provide any assistance or compensation.

2.5. Estimation of the Exercise Intensity

The velocity of the hand has been proven to be a reasonable estimation of energy consumption during arm rehabilitation therapies in post-stroke patients [25]. Therefore, it acts as an objective measure of exercise intensity estimation. We extracted the Root Mean Square (RMS) velocity value from the speed profile described by the users in every trial. The RMS velocity value of the hand is closely related to the energy expenditure during upper limb exercise, compared to estimates based on heart rate response, electromyography activity, or oxygen consumption [25,26]. We also extracted maximum and mean velocity values to have more information when studying differences in intensity levels among the different game modes.

In addition, we measured the reaction time from when the apple visually appeared until the player started to move towards it.

2.6. Estimation of Exercise Performance

The score of a game is used extensively as a measure of exercise performance [18,27]. It allowed us to evaluate whether or not the participants could achieve the objective of the game. In other words, it was representative of the difficulty level of the game.

2.7. Measurement of the Physiological Response

Two Shimmer3 GSR+ sensor units were used, one for each subject. This device has a built-in signal-processing unit that sends the resulting information to the central processing unit via Bluetooth. The output measure is the Galvanic Skin Response (GSR) between two reusable electrodes placed on two fingers of the hand. GSR is a standard measure in psychophysiological paradigms and, therefore, often used in affective state detection. In this study, we placed the electrodes on the proximal phalanges of the index and middle finger of the hand not used to control the robot (non-dominant hand). The sample rate of the sensor unit was 50 Hz. From the GSR, we extracted the Skin Conductance Response (SCR).

We also recorded the Electrocardiogram (ECG) of each participant through the Zephyr BioHarness™ (Zephyr Technology Corporation) physiological monitoring telemetry device. The BioHarness transmits signals to be received via Bluetooth. This device also has a built-in signal-processing unit, so the received signal is already processed. The sampling rate of the sensor unit was 250 Hz. We extracted the Heart Rate (HR) evolution over each condition from the ECG signal. HR measurement is standard in rehabilitation games [8].

To study how the condition affected the user's affective state, we obtained the value reached at the end of every condition for each physiological feature. We normalized all the physiological features by the min-max normalization method (1).

$$x_{norm} = \frac{x - x_{baseline}}{x_{max} - x_{baseline}} \quad (1)$$

2.8. Subjective Assessment of the Experience

There are currently several evaluation tools available for assessing patient motivation and satisfaction during technology-assisted rehabilitation. One of the instruments most used is the Intrinsic Motivation Inventory (IMI) [28]. This subjective questionnaire measures four aspects of engagement: enjoyment/interest, effort/importance, perceived competence, and pressure/tension. While there are many versions of the IMI [29], we decided to use a reduced version that has already been employed in other studies [10,14,30].

2.9. Study Protocol

Figure 3 shows the study protocol diagram. Firstly, we explained the purpose and procedure of the study to the participants. If they agreed to perform the experimental session, they were fitted with a Zephyr BioHarnessTM on the chest and a Shimmer3 GSR sensor unit placed on the non-dominant hand. Finally, they sat in front of the robot.

Two instances of the game were executed, one on each of the rehabilitation platforms and one for each player.

Each participant performed the different single-player game modes in the same order (Figure 3):

1. Free mode: In this mode, there was no competitor, which means that there was no time limit;
2. Low-difficulty mode: The time t was set as 2 s. In this case, players had a virtual competitor;
3. High-difficulty mode: In this game mode, it was challenging for the player to beat the virtual competitor since the t parameter was set as 0.7 s.

Each single-player game mode was performed simultaneously and separately. In this way, both participants were ready at the same time to perform the competitive mode at the end.

It is important to note that no difficulty level was configured in the free mode and the competitive mode. Therefore, the intensity level was only self-imposed by the participants.

For this study, it was decided not to randomize the conditions due to the small sample.

The number of apples was set to 21 in all cases to prevent a tie in the competitive mode. The robotic rehabilitation platform allowed us to configure the range of motion to match it with the patient's range of movement. In this study, subjects did not have any motor or cognitive impairment, so the range of movement was set to a 10 cm diameter circle, so they all traveled the same distances.

In the protocol, the duration of each game mode was not determined. The number of points a subject earned per apple was not influenced by the amount of time required to catch it. Therefore, the only goal of the participant was to be able to catch the 21 apples.

Before each session, there was a 5-min rest period where the physiological signals were recorded to compute the baseline (Figure 3). This period was employed to relax the subject so that the previous condition did not affect the next one.

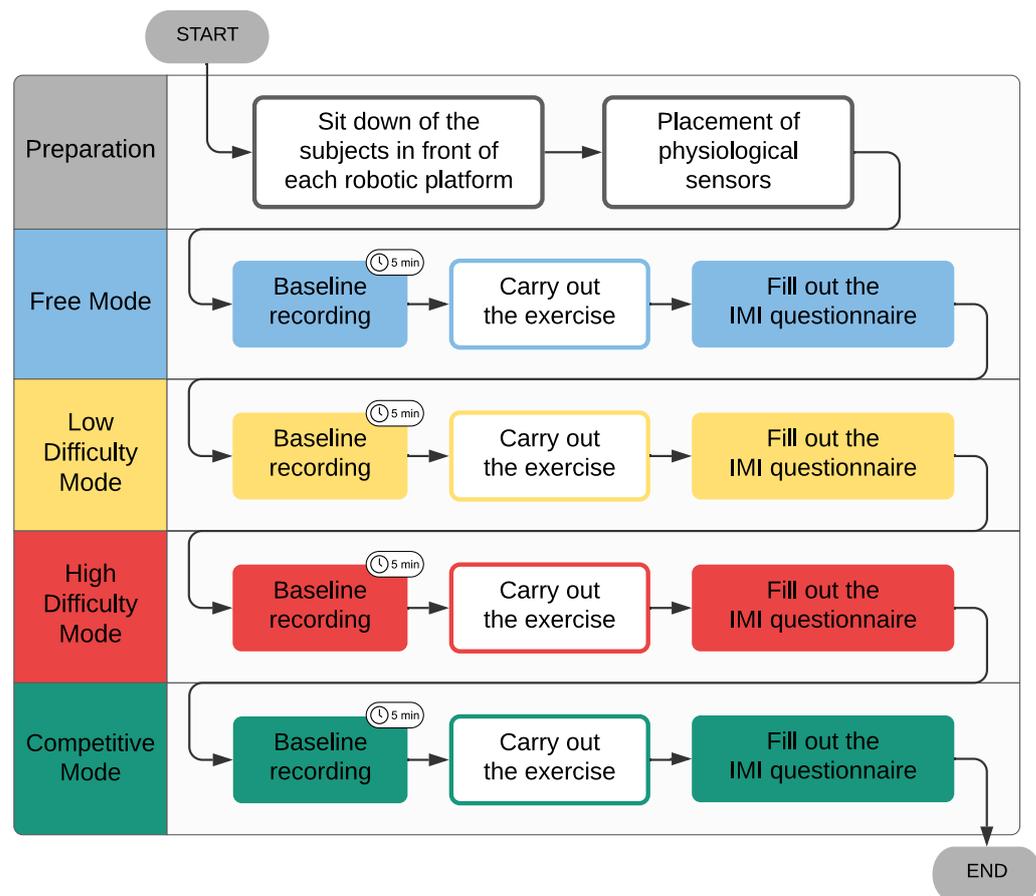


Figure 3. Diagram of the study protocol. The conditions were performed sequentially. Before each condition, a baseline recording period of 5 min was carried out.

2.10. Statistical Data Analysis

In the statistical study, we carried out a normality test through the Shapiro–Wilk test. There is evidence to suggest that some parameters were not normally distributed.

For the purposes of data analysis, all 10 participants were treated as independent.

One-way repeated-measures Analysis of Variance (ANOVA) was employed for normally distributed parameters. We used Mauchly’s test of sphericity to evaluate whether the sphericity assumption was violated. If sphericity was violated, repeated-measures ANOVA was corrected using Greenhouse–Geisser correction when epsilon was $\epsilon \leq 0.75$ or Huynh–Feldt correction when epsilon was $\epsilon > 0.75$. In the post hoc analysis, the assumption of equal variances across groups (homoscedasticity or homogeneity of variances) was studied with Bartlett’s test. Tukey post hoc tests or Games–Howell post hoc tests were used depending on Bartlett’s test result.

On the other hand, the Friedman test was used for not normally distributed parameters. In the post hoc analysis, the Holm–Bonferroni method was used to adjust for familywise error rate correction.

Finally, the magnitude of Spearman’s rank correlation coefficient (r_s) was obtained to study how one variable affected another.

3. Results

3.1. Exercise Intensity

In Figure 4, the parameters directly related to the exercise intensity are shown.

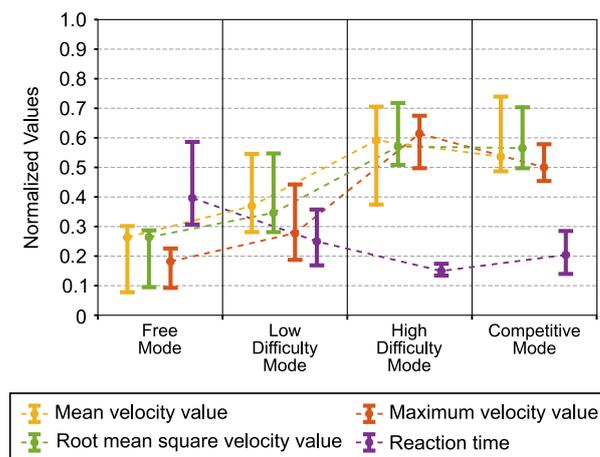


Figure 4. Exercise intensity parameters. All parameters were normalized by the min-max normalization method and are graphically represented in each game mode by the median value and an error bar representing the first and third quartiles.

The root mean squared velocity value showed significant differences between conditions (one-way repeated-measures ANOVA $p = 0.0001$). Paired comparisons showed that all single-player modes were significantly different, except in the free mode concerning the low-difficulty mode ($p = 0.32$). Regarding competitive mode, we obtained a statistically significant difference concerning free mode ($p = 0.0002$) and the low-difficulty mode ($p = 0.027$) but not in the high-difficulty mode, which suggested that the intensity level was almost the same.

We also obtained similar results for the case of the mean velocity value.

The analysis also showed significant differences between the game modes for the maximum velocity value (Friedman test $p < 0.0001$). In the paired comparisons, we obtained that all modes were significantly different ($p < 0.007$), even the high-difficulty mode with respect to the competitive mode ($p = 0.047$).

Regarding the reaction time, analysis also showed significant differences between conditions (Friedman test $p = 0.002$). The low-difficulty mode had a barely statistical significant difference with respect to the high-difficulty mode ($p = 0.05$), but was not significantly different from the competitive mode ($p = 0.29$). Furthermore, a difference between the competitive mode and high-difficulty mode narrowly eluded statistical significance ($p = 0.085$). In the post hoc analysis, we found a moderate correlation between the reaction time and root mean squared velocity value ($r_s = -0.66$, $p < 0.001$).

3.2. Exercise Performance

Figure 5 contains several graphs that show the results of the parameters related to exercise performance.

In the result of the score (Figure 5a), we saw that the value decreased with increasing difficulty level.

In the competitive mode, the participants' score was around 50%, which means that couples were well defined since there was not much difference between winners and losers, so it was a close game.

On the other hand, the results showed that the interest/enjoy parameter from the IMI increased with the difficulty level, reaching the highest values in the high-difficulty mode and the competitive mode.

Post hoc analysis suggested that the interest/enjoy parameter was weakly correlated with the root mean squared velocity value ($r_s = 0.37$, $p = 0.003$).

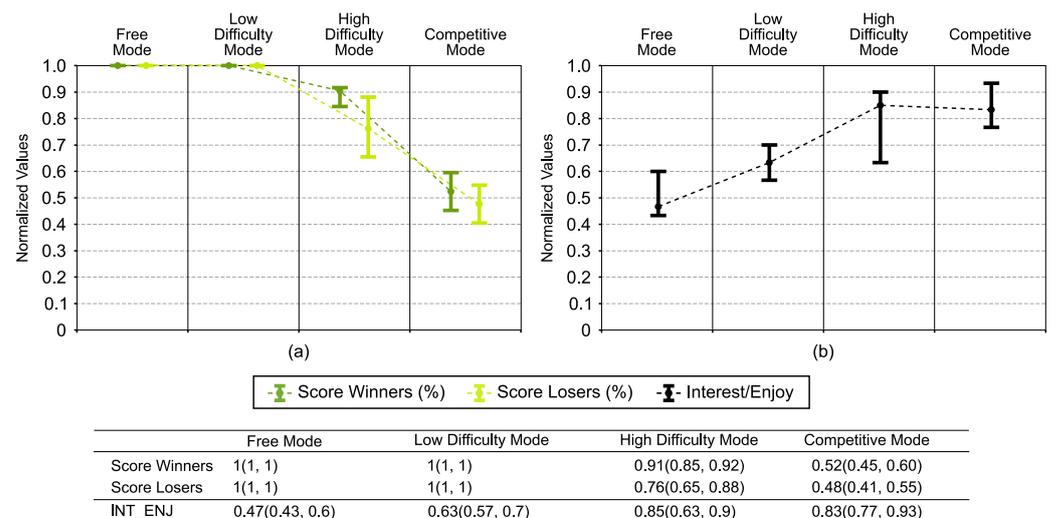


Figure 5. Representation of the parameters related to exercise performance. (a) Graphical representation of the game score, divided between winners and losers of the competitive mode. (b) Graphical representation of the interest/enjoy parameter from the Intrinsic Motivation Inventory. All parameters were normalized by the min-max normalization method and are graphically represented in each game mode by the median value and an error bar representing the first and third quartiles. The table collects the normalized values of all parameters.

3.3. Physiological Reaction

Physiological response signals are illustrated graphically in Figure 6a,b. Parameters from the IMI related to the user's affective state are also illustrated in Figure 6.

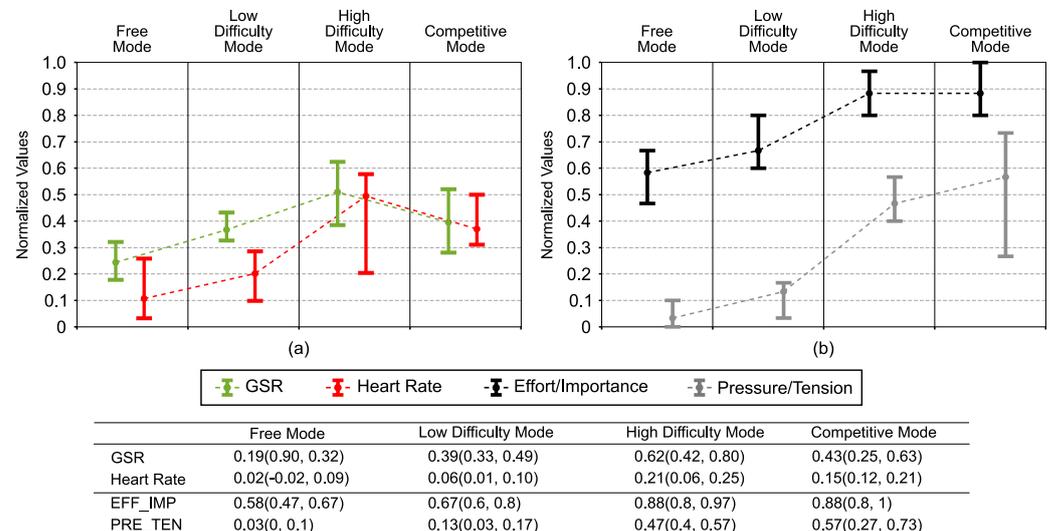


Figure 6. Representation of the results of the parameters related to the user's affective state. (a) Results of the Galvanic Skin Response (GSR) and the heart rate. (b) Results of the pressure/tension and effort/importance parameters from Intrinsic Motivation Inventory. All parameters were normalized by the min-max normalization method and are graphically represented in each game mode by the median value and an error bar representing the first and third quartiles. The table collects the non-normalized values of all parameters.

GSR (Figure 6a) showed significant differences among groups (one-way repeated-measures ANOVA $p = 0.005$). However, in the pairwise comparison, no significantly different pairs were found. However, results showed an upward trend with increasing intensity level, although a lower value than in the high-difficulty level was observed in the competitive mode.

Post hoc analysis reflected a weak correlation between the GSR and the score ($r_s = -0.29$, $p = 0.016$). Results also suggested that GSR was almost weakly correlated with the root mean squared velocity value ($r_s = 0.28$, $p = 0.051$) and the reaction time ($r_s = -0.18$, $p = 0.08$). We also observed a reliable trend toward significance in the case of the correlation between GSR and the interest/enjoy parameter from the IMI ($r_s = 0.28$, $p = 0.051$).

Regarding HR (Figure 6a), results showed differences between game modes (one-way repeated-measures ANOVA $p = 0.0001$). As we observed for GSR, the results indicated that HR increased with increasing intensity. However, in the competitive mode, we also observed a lower value than the high-difficulty mode.

Post hoc analysis suggested that HR was moderately correlated with the root mean squared velocity value ($r_s = 0.55$, $p < 0.001$) and the reaction time ($r_s = -0.54$, $p < 0.001$). We also observe that HR was moderately correlated with the score ($r_s = -0.47$, $p = 0.004$). On the other hand, HR was weakly correlated with the interest/enjoy parameter from the IMI ($r_s = 0.27$, $p = 0.017$).

In Figure 6, parameters from the IMI related to the user's affective state are shown. We observed that the value increased when increasing the intensity level for both the pressure/tension parameter and the effort/importance parameter, reaching the highest values in the high-difficulty mode and the competitive mode.

In the post hoc analysis, a strong correlation with the root mean squared velocity value was found with pressure/tension ($r_s = 0.72$, $p < 0.001$) and a moderate correlation with effort/importance ($r_s = 0.43$, $p = 0.01$). This was also the case for the reaction time ($r_s = -0.4$, $p = 0.001$ and $r_s = -0.21$, $p = 0.026$, respectively). Results also suggested that both were weakly correlated with the score and the interest/enjoy parameter.

We also note that effort/importance was strongly correlated with GSR ($r_s = 0.68$, $p < 0.001$) and presented a weak correlation with a statistical trend towards significance with respect to HR ($r_s = 0.2$, $p = 0.098$). In the case of the pressure/tension, this parameter was moderately correlated with HR ($r_s = 0.51$, $p = 0.001$) and GSR ($r_s = 0.45$, $p = 0.014$).

4. Discussion

The differences between conditions were largely due to the defining of the different game modes. Therefore, although importance was given to statistically significant differences among groups, in the discussion of the results, special attention was given to the trend of the parameters among modes, although these were not statistically significant.

4.1. Differences in the Exercise Intensity

As previously mentioned, the intensity level was estimated mainly through the root mean squared velocity value. Firstly, we observed that modes in which an intensity level was established were significantly different (Figure 4). That means that difficulty levels were well defined. Although we did not obtain a statistically significant difference regarding free mode, results showed that the intensity level was the lowest. On the other hand, results suggested that the intensity level was broadly similar to that of the high-difficulty mode for the competitive mode. However, we observed that in the high-difficulty mode, the maximum speed reached significantly higher values. The increase in intensity level due to competition has already been widely demonstrated [10,31], also in related fields [30], so this finding was expected.

Another parameter directly related to the intensity level is the reaction time. In Figure 4, we can see how this parameter decreased as the intensity level increased.

Comparing the high-difficulty mode and the competitive mode, although we did not obtain a statistically significant difference, despite both modes having an equal intensity level, results suggested that the reaction time was longer in the competitive mode. However, this effect was not due to a different intensity level, but rather due to the game mode. We observed that as the participants could see each other inside the game, influenced how they reacted when a target appeared. In single-player modes, where the competitor was virtual, participants learned when the apple would appear, so they reacted faster. In competitive

mode, the target appeared at the same time as in single-player modes, so prior learning should have made them react at least as fast as in the high-difficulty mode. However, seeing the opponent within the game made the participants look at his/her reaction, making them react slower.

Based on these results, we can conclude that despite some differences due to the game modality, the intensity levels of the high-difficulty mode and the competitive mode were very similar.

4.2. Evaluation of the Task Performance

In the competitive mode, the participants' scores were around 50% (Figure 5), which means that couples were well defined since there was not much difference between winners and losers, so it was a close game.

In the high-difficulty level, the score was around 80%. To obtain the competitiveness level of the competitive mode with a virtual competitor in a single-player game, we would need to increase the difficulty level even more. However, in the high-difficulty mode, users reported that the intensity level was very high, so increasing the difficulty level could be counterproductive.

In light of the results for the interest/enjoy parameter from the IMI, participants preferred a challenging game (Figure 5b).

4.3. Differences in the Physiological Response

Considering that the intensity level was the same both in the high-difficulty mode and in the competitive mode, it would not be strange to obtain a similar physiological reaction in both modes. However, the GSR results suggested that the GSR value was lower than the high-difficulty level in the competitive mode. We could also observe a similar effect in the HR results. Therefore, it was a measurable effect through different physiological features.

Regarding the effort/importance parameter from the IMI, results suggested that the participants' perceived exertion had a similar behavior as the intensity levels (Figure 4). In addition, the results indicated that this was correlated to the root mean squared velocity value and the reaction time. This means that participants were aware of the intensity level.

This finding agreed with the notion that the observed difference in the physiological reactions between the competitive mode and the high-difficulty mode was not due to the intensity level. However, this could be due to the interaction with a live player through the game.

While our results showed an appreciable difference on physiological responses, a few study limitations should be discussed. Our study involved only 10 unimpaired participants, and therefore, the results may not be generalized beyond the conditions of this study. However, the results suggested that the competitive game mode presented differences that should be validated in a more extensive study.

5. Conclusions

In this article, a study of how the user's physiological reactions were affected due to the interpersonal game modality was performed. To perform this, we defined a single-player game modality with a virtual competitor with an intensity level very similar to the one of the competitive mode. In addition, we limited all social interactions, preventing users from communicating with each other during the competitive game. In this way, we measured the differences in the physiological responses of the users only due to the type of competitor.

Due to the current study design, the only difference between the high-difficulty mode and the competitive mode was the type of competitor, since we did not allow the participants to communicate with each other during the game. Knowing that they were competing with a real player seemed to modify their physiological reaction. However, we considered that this change in the physiological reaction could also be due to other aspects, such as the relationship between the two players or a more introverted personality when playing with

another person, among others. Therefore, we believe that it is difficult to conclude why the physiological reaction was lower in the competitive mode. Even so, we can affirm that the results suggested that there was a difference in the physiological response concerning the single-player game mode only due to the interpersonal game modality.

In addition, it is interesting to note that according to the IMI questionnaire results, participants found the most challenging game more enjoyable. This result suggests that it is necessary to maintain a certain difficulty level to make the activity more challenging, and therefore more engaging and rewarding.

Author Contributions: J.M.C., J.V.G.-P., and A.B. conceived of and designed the experiments. J.M.C., J.V.G.-P., and D.M. worked on the construction of the experimental setup. J.M.C. and A.B. performed the experiments and the data measurement. J.M.C. analyzed the data. J.M.C., J.V.G.-P., and A.B. drafted the paper. L.D.L. and N.G.-A. contributed to the design of the study and deeply revised the manuscript. All authors checked and approved the final submitted version of the manuscript.

Funding: This work was funded by the Conselleria d'Educacio, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana by the European Social Fund—Investing in your future, through the grant ACIF 2018/214, PEJ2018-002684-A and PEJ2018-002670-A, and by the Spanish Ministry of Science and Innovation through the project PID2019-108310RB-I00.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee of Hospital La Pedrera de Denia (HLP_35/2021, 9 March 2021).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Stevens, E.G.V.; Emmett, E.S.; Wang, Y.; McKeivitt, C.J.; Wolfe, C.D.A. The Burden of Stroke in Europe, Report. Stroke Alliance for Europe (SAFE). 2007. Available online: <https://strokeeurope.eu/> (accessed on 25 May 2021).
2. Grieve, R.; Hutton, J.; Bhalla, A.; Rastenyte, D.; Ryglewicz, D.; Sarti, C.; Lamassa, M.; Giroud, M.; Dundas, R.; Wolfe, C. A Comparison of the Costs and Survival of Hospital-Admitted Stroke Patients Across Europe. *Stroke* **2001**, *32*, 1684–1691. [[CrossRef](#)]
3. Matchar, D.B.; Bilger, M.; Do, Y.K.; Eom, K. International Comparison of Poststroke Resource Use: A Longitudinal Analysis in Europe. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* **2015**, *24*, 2256–2262. [[CrossRef](#)]
4. Maclean, N.; Pound, P.; Wolfe, C.; Rudd, A. A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation. *Soc. Sci. Med.* **2000**, *50*, 495–506.
5. Lo, A.C.; Guarino, P.D.; Richards, L.G.; Haselkorn, J.K.; Wittenberg, G.F.; Federman, D.G.; Ringer, R.J.; Wagner, T.H.; Krebs, H.I.; Volpe, B.T.; et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *N. Engl. J. Med.* **2010**, *362*, 1772–1783. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Klamroth-Marganska, V.; Blanco, J.; Campen, K.; Curt, A.; Dietz, V.; Ettl, T.; Felder, M.; Fellinghauer, B.; Guidali, M.; AnjaKollmar, A.; et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: A multicentre, parallel-group randomised trial. *Lancet Neurol.* **2014**, *13*, 159–166. [[CrossRef](#)]
7. Nijenhuis, S.; Prange, G.; Amirabdollahian, F.; Sale, P.; Infarinato, F.; Nasr, N.; Mountain, G.; Hermens, H.; Stienen, A.; Buurke, J.; et al. Feasibility study into self-administered training at home using an arm and hand device with motivational gaming environment in chronic stroke. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2015**, *12*, 89. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Zimmerli, L.; Jacky, M.; Lünenburger, L.; Riener, R.; Bolliger, M. Increasing patient engagement during virtual reality-based motor rehabilitation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2013**, *94*, 1737–1746. [[CrossRef](#)]
9. Colombo, R.; Pisano, F.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Micera, S.; Carrozza, M.; Dario, P.; Minuco, G. Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2007**, *4*, 3. [[CrossRef](#)]
10. Goršič, M.; Cikajlo, I.; Novak, D. Competitive and cooperative arm rehabilitation games played by a patient and unimpaired person: Effects on motivation and exercise intensity. *J. NeuroEng. Rehabil.* **2017**, *14*, 23. [[CrossRef](#)]
11. Mace, M.; Rinne, P.; Kinany, N.; Bentley, P.; Burdet, E. Collaborative gaming to enhance patient performance during virtual therapy. In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2017; pp. 375–379.
12. Novak, D.; Nagle, A.; Keller, U.; Riener, R. Increasing motivation in robot-aided arm rehabilitation with competitive and cooperative gameplay. *J. NeuroEng. Rehabil.* **2014**, *11*, 64. [[CrossRef](#)]

13. Ballester, B.R.; Badia, S.B.; Verschure, P.F. Including social interaction in stroke VR-based motor rehabilitation enhances performance: A pilot study. *Presence* **2012**, *21*, 490–501. [[CrossRef](#)]
14. Goršič, M.; Cikajlo, I.; Goljar, N.; Novak, D. A multisession evaluation of an adaptive competitive arm rehabilitation game. *J. NeuroEng. Rehabil.* **2017**, *14*, 128. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Duarte, J.E.; Baur, K.; Riener, R. Flowing to the optimal challenge: An adaptive challenge framework for multiplayer games. In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*; Springer: Cham, Switzerland, 2017; pp. 381–385.
16. Badesa, F.J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.; Sabater, J.M.; Casals, A.; Zollo, L. Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques. *Comput. Methods Progr. Biomed.* **2014**, *116*, 123–130. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Badesa, F.J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.M.; Sabater, J.M.; Zollo, L.; Papaleo, E.; Guglielmelli, E. Dynamic adaptive system for robot-assisted motion rehabilitation. *IEEE Syst. J.* **2014**, *10*, 984–991. [[CrossRef](#)]
18. Darzi, A.; Novak, D. Using Physiological Linkage for Patient State Assessment In a Competitive Rehabilitation Game. In Proceedings of the 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, ON, Canada, 24–28 June 2019; pp. 1031–1036.
19. Darzi, A.; Wondra, T.; McCrea, S.; Novak, D. Classification of different cognitive and affective states in computer game players using physiology, performance and intrinsic factors. In *International Conference on Intelligent Human Systems Integration*; Springer: Berlin, Germany, 2019; pp. 23–29.
20. Weibel, D.; Wismath, B.; Habegger, S.; Steiner, Y.; Groner, R. Playing online games against computer- vs. human-controlled opponents: Effects on presence, flow, and enjoyment. *Comput. Hum. Behav.* **2008**, *24*, 2274–2291. [[CrossRef](#)]
21. Wittchen, M.; Krimmel, A.; Kohler, M.; Hertel, G. The two sides of competition: Competition-induced effort and affect during intergroup versus interindividual competition. *Br. J. Psychol.* **2013**, *104*, 320–338. [[CrossRef](#)]
22. Gajadhar, B.J.; Nap, H.H.; de Kort, Y.A.; IJsselstein, W.A. Out of sight, out of mind: Co-player effects on seniors' player experience. In Proceedings of the 3rd International Conference on Fun and Games, Belgrade, Serbia, 15–17 September 2010; pp. 74–83.
23. Díaz, I.; Catalan, J.M.; Badesa, F.J.; Justo, X.; Lledo, L.D.; Ugartemendia, A.; Gil, J.J.; Díez, J.; García-Aracil, N. Development of a robotic device for post-stroke home tele-rehabilitation. *Adv. Mech. Eng.* **2018**, *10*. [[CrossRef](#)]
24. Catalán, J.M.; Garcia, J.V.; Lopez, D.; Ugartemendia, A.; Diaz, I.; Lledó, L.D.; Blanco, A.; Barrios, J.; Bertomeu, A.; Garcia-Aracil, N. Evaluation of an Upper-Limb Rehabilitation Robotic Device for Home Use from Patient Perspective. In *International Conference on NeuroRehabilitation*; Springer: Cham, Switzerland, 2018; pp. 449–453.
25. van der Pas, S.C.; Verbunt, J.A.; Breukelaar, D.E.; van Woerden, R.; Seelen, H.A. Assessment of arm activity using triaxial accelerometry in patients with a stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2011**, *92*, 1437–1442. [[CrossRef](#)]
26. Tsurumi, K.; Itani, T.; Tachi, N.; Takanishi, T.; Suzumura, H.; Takeyama, H. Estimation of energy expenditure during sedentary work with upper limb movement. *J. Occupat. Health* **2002**, *44*, 408–413. [[CrossRef](#)]
27. Norouzi-Gheidari, N.; Levin, M.F.; Fung, J.; Archambault, P. Interactive virtual reality game-based rehabilitation for stroke patients. In Proceedings of the 2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR), Philadelphia, PA, USA, 26–29 August 2013; pp. 220–221.
28. Monardo, G.; Pavese, C.; Giorgi, I.; Godi, M.; Colombo, R. Evaluation of Patient Motivation and Satisfaction During Technology-Assisted Rehabilitation: An Experiential Review. *Games Health J.* **2021**, *10*, 13–27. [[CrossRef](#)]
29. McAuley, E.; Duncan, T.; Tammen, V.V. Psychometric properties of the Intrinsic Motivation Inventory in a competitive sport setting: A confirmatory factor analysis. *Res. Quart. Exerc. Sport* **1989**, *60*, 48–58. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Goršič, M.; Hlucny, S.D.; Novak, D. Effects of Different Opponent Types on Motivation and Exercise Intensity in a Competitive Arm Exercise Game. *Games Health J.* **2020**, *9*, 31–36. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Marker, A.M.; Staiano, A.E. Better together: Outcomes of cooperation versus competition in social exergaming. *Games Health J.* **2015**, *4*, 25–30. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

SCIENTIFIC REPORTS

OPEN

Feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living

Simona Crea^{1,2}, Marius Nann³, Emilio Trigili¹, Francesca Cordella⁴, Andrea Baldoni¹, Francisco Javier Badesa⁵, José Maria Catalán⁶, Loredana Zollo⁴, Nicola Vitiello^{1,2}, Nicolas Garcia Aracil⁶ & Surjo R. Soekadar^{3,7}

Arm and finger paralysis, e.g. due to brain stem stroke, often results in the inability to perform activities of daily living (ADLs) such as eating and drinking. Recently, it was shown that a hybrid electroencephalography/electrooculography (EEG/EOG) brain/neural hand exoskeleton can restore hand function to quadriplegics, but it was unknown whether such control paradigm can be also used for fluent, reliable and safe operation of a semi-autonomous whole-arm exoskeleton restoring ADLs. To test this, seven abled-bodied participants (seven right-handed males, mean age 30 ± 8 years) were instructed to use an EEG/EOG-controlled whole-arm exoskeleton attached to their right arm to perform a drinking task comprising multiple sub-tasks (reaching, grasping, drinking, moving back and releasing a cup). Fluent and reliable control was defined as average 'time to initialize' (TTI) execution of each sub-task below 3 s with successful initializations of at least 75% of sub-tasks within 5 s. During use of the system, no undesired side effects were reported. All participants were able to fluently and reliably control the vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton (average TTI 2.12 ± 0.78 s across modalities with 75% successful initializations reached at 1.9 s for EOG and 4.1 s for EEG control) paving the way for restoring ADLs in severe arm and hand paralysis.

Arm and hand paralysis due to lesions of the central or peripheral nervous system is the most common reason for long-term disability in the adulthood¹. Particularly high-cervical spinal cord injuries, stroke or plexus brachialis avulsions resulting in a complete loss of arm and finger function have a substantial impact on the ability to perform various activities of daily living (ADLs), e.g. eating and drinking independently^{2,3}.

Over the last years, various upper-limb robotic systems were developed to mobilize the upper limb and fingers, e.g. in the context of rehabilitation therapies⁴⁻⁷. Other promising robotic approaches to restore ADLs include gaze-based teleprosthetics⁸. While these systems were often immobile and designed to be used in rehabilitation facilities, recent advances in systems integration yielded the development of portable robotic arms with grippers^{9,10} or lightweight whole-arm¹¹ or hand exoskeletons^{12,13} that can be used in everyday life environments to assist in ADLs. While assistive robotic arms were mainly designed for individuals with complete tetraplegia and

¹The BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy. ²Fondazione Don Carlo Gnocchi, Milan, Italy. ³Applied Neurotechnology Laboratory, Department of Psychiatry and Psychotherapy, University Hospital of Tübingen, Tübingen, Germany. ⁴Unit of Biomedical Robotics and Biomicrosystems, University Campus Bio-Medico of Rome, Rome, Italy. ⁵Applied Robotics, Departamento de Ingeniería en Automática, Electrónica, Arquitectura y Redes de Computadores, Universidad de Cádiz, Cádiz, Spain. ⁶Biomedical Neuroengineering, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernandez de Elche, Elche, Spain. ⁷Clinical Neurotechnology Laboratory, Neuroscience Research Center (NWFZ) & Department of Psychiatry and Psychotherapy, Charité – University Medicine Berlin, Berlin, Germany. Simona Crea, Marius Nann and Emilio Trigili contributed equally to this work. Correspondence and requests for materials should be addressed to S.C. (email: simona.crea@santannapisa.it) or S.R.S. (email: surjo.soekadar@uni-tuebingen.de)

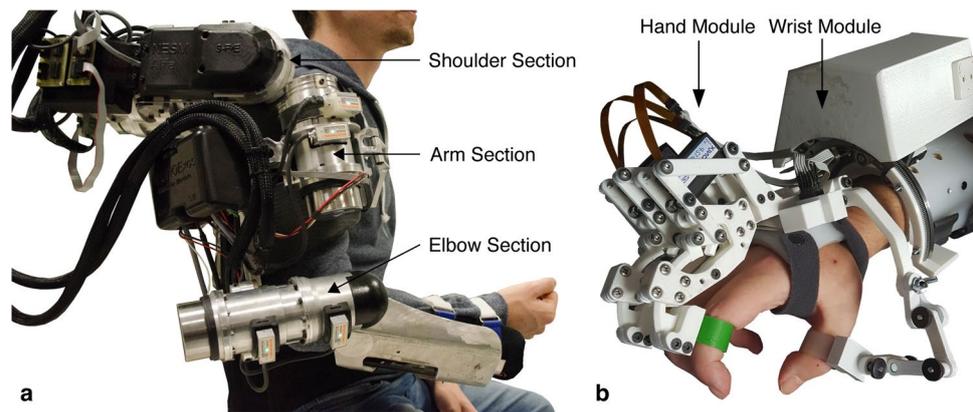


Figure 1. Illustration of the different components of the whole-arm exoskeleton. **(a)** NeuroExos Shoulder-elbow Module (NESM) exoskeleton consisting of three sections: shoulder, arm and elbow. **(b)** Hand-wrist exoskeleton comprising two modules: the hand module allows hand opening or closing motions, while the wrist module allows for pronation or supination movements.

inability to move their arms due to severe osteoporosis, atrophy of muscles and contractions of connective tissue, whole-arm exoskeletons that actuate the paralyzed upper-limb are particularly appealing for individuals with some remaining, but severely compromised arm and shoulder function. In this context, upper-limb exoskeletons can be either passive, for arm gravity compensation¹⁴, or active, for more complex assistive strategies¹⁵.

The main challenge to integrate such systems into everyday life environments relates to the individualization and user-friendliness of the hardware on one side, and the versatility, reliability and safety of robotic arm or exoskeleton control on the other side. Currently, there is no established paradigm for whole-arm exoskeleton control that is intuitive, safe and effective.

A very promising approach to provide intuitive control is based on direct translation of movement-related brain activity into robotic arm or exoskeleton control commands. The most impressive demonstrations of such approach required, however, the implantation of electrode-grids¹⁶ or microelectrode arrays¹⁷ with the risk of bleedings or infections.

Recently it was demonstrated that also non-invasive brain/neural recordings, such as electroencephalography (EEG) and electrooculography (EOG), allowed for intuitive and reliable hand exoskeleton control enabling quadriplegic patients with complete finger paralysis e.g. to eat and drink independently outside the laboratory¹⁸. In this study, EEG signal modulations related to the intention to grasp were translated online into actual grasping motions driven by a motorized hand exoskeleton system integrated into the users' wheelchair. Hand exoskeleton opening motions as well as interruption of unintended hand closing motions were controlled by EOG signals related to voluntary horizontal oculovertions (HOV). While the majority of established control paradigms translating non-stationary and non-linear brain activity into control signals use a dual state approach (i.e. synchronous mode of operation)¹⁹, the applied system allowed for *asynchronous* mode of operation, i.e. end-users could initiate hand grasping motions at any time¹⁸.

In contrast to a simple grasping task, operating a whole-arm exoskeleton, for example to drink, involves a series of sub-tasks such as reaching, grasping and lifting. A seven degrees-of-freedom (DOF) system like the human arm in which each joint can assume e.g. three discrete joint positions would result in an actions space with a dimensionality of 2187 (3^7). The necessity to increase the number of possible joint positions for fine finger control, as required to e.g. drink from a cup, would exponentially increase the dimensionality. Currently, information transfer rates (ITR) required for such high-dimensional control of a robotic whole-arm exoskeleton exceeds ITRs of any established (implantable or non-invasive) brain-machine interface (BMI) system. Thus, blending of BMI and e.g. vision-guided autonomous robotics was suggested to improve control performance²⁰.

However, feasibility and safety of such novel control paradigm to restore ADLs, e.g. drinking, was not demonstrated yet. Here we tested whether an EEG/EOG control paradigm used to operate a vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton across a series of sub-tasks (reaching, grasping, lifting and drinking, as well as placing back and releasing a cup) is feasible and safe.

While hand opening and closing motions to grasp and release a cup were controlled by motor imagery-related EEG desynchronization of sensorimotor rhythms (SMR, 9–15 Hz), reaching, lifting and placing back of the cup were controlled by EOG signals related to horizontal oculovertions (HOV) to the right (HOV_r). At any time, the participants could re-set the system to the initial state by using HOV to the left (HOV_l) (Figs 1 and 2). The movement trajectories of the whole-arm exoskeleton were continuously calculated and adapted using optical object tracking. Fluency, defined as average 'time to initialize' (TTI) execution of each of the sub-tasks, and reliability, defined as time to successfully initialize 75% of sub-tasks, as well as safety of operation were assessed. We reasoned that an average TTI of more than 3 seconds across control modalities would not be conceived as fluent operation, given that temporal integration in human sensorimotor control occurs in a 3-second time window^{21,22}. Reliable control was assumed if 75% of sub-tasks were successfully initialized within a time window of 5 seconds, a value comparable to other state-of-the-art BMI systems using an asynchronous mode of operation for

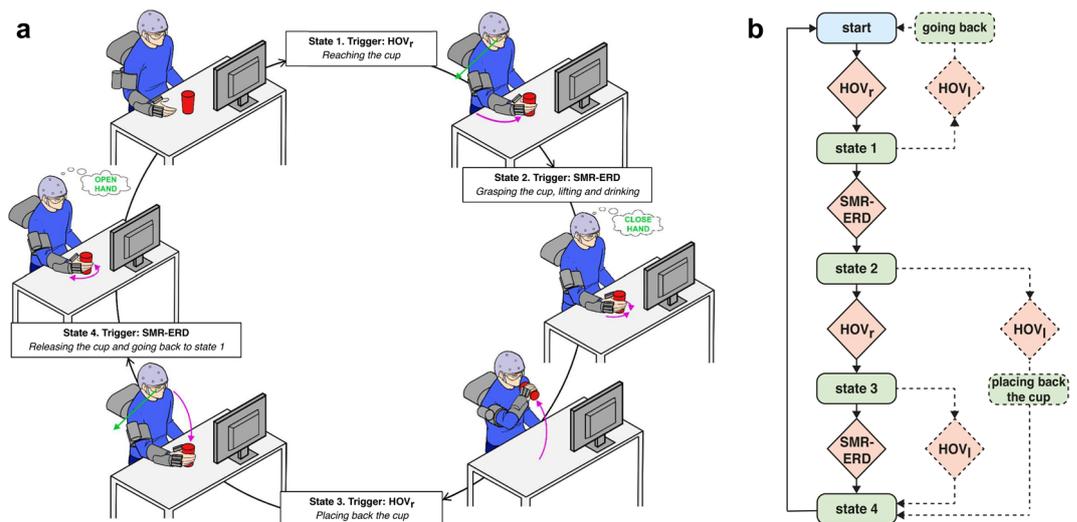


Figure 2. Shared-human robot control strategy based on a finite-state machine (FSM) triggered by electroencephalography/electrooculography (EEG/EOG). **(a)** Visualization of whole-arm exoskeleton actions controlled by EEG/EOG. Green arrows indicate horizontal oculoversions to the right (HOV_r) recorded with EOG, while “close hand” and “open hand” indicate EEG desynchronization of sensorimotor rhythms (SMR-ERD, 9–15 Hz) related to motor imagery of grasping and releasing motions. Purple arrows represent actions of the whole-arm exoskeleton. (Drawings: D. Marconi, The BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant’Anna, Pisa, Italy). **(b)** Flowchart of the whole-arm exoskeleton control loop.

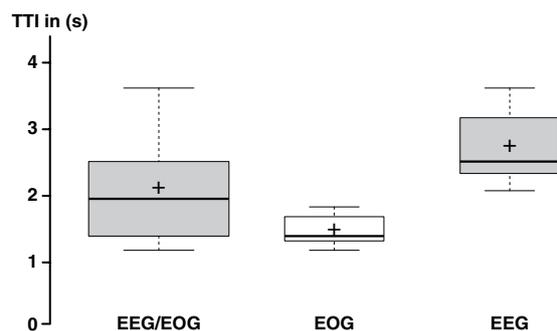


Figure 3. Fluency. ‘Time to initialize’ (TTI) across control modalities (EEG/EOG) as well as for individual EOG and EEG control mode across all participants. Average TTIs ranged below 3 s documenting fluent control. Crosses show the means, while centrelines show the medians. Box limits indicate the 25th and 75th percentiles.

exoskeleton^{18,23}. Additionally, EEG/EOG control performance was assessed by calculating the sensitivity index (SI)²³ that reflects the average rate of false positive classifications. At the end of the sessions, all participants were asked to report any discomforts or undesired side-effects.

Results

Feasibility. The average TTI (\pm s.d.) across control modalities ranged at 2.12 ± 0.78 s (median = 1.96 s [interquartile range = 1.46–2.48 s]) documenting fluent whole-arm exoskeleton control. The average EOG TTI was 1.49 ± 0.25 s (median = 1.40 s [1.32–1.69 s]), while average EEG TTI ranged at 2.75 ± 0.57 s (median = 2.52 s [2.34–3.18 s]) (Fig. 3).

Time to initialize 75% of the EOG-controlled sub-tasks was 1.9 s, while time to initialize 75% of the EEG-controlled sub-tasks was 4.1 s. Thus, time for 75% of successful initializations ranged below 5 s documenting reliable control (Fig. 4).

Safety. At the end of the session, none of the participants reported any discomforts or side-effects during whole-arm exoskeleton control.

Control performance. All participants were able to control the whole-arm exoskeleton using EEG/EOG control. SI (\pm s.d.) reached an average value of 1.43 ± 0.62 for EEG and 3.63 ± 1.21 for EOG across participants

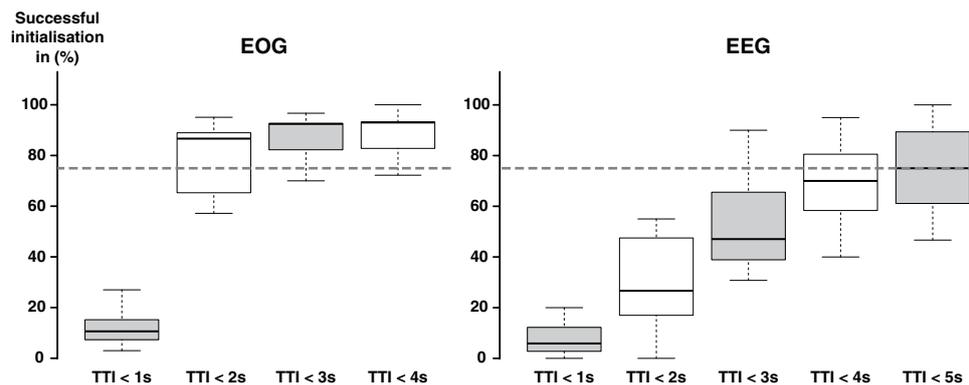


Figure 4. Reliability. Successful initializations during EEG and EOG control for discrete time intervals. Box plots show the relative number of successful initializations with TTIs smaller or equal to discrete time intervals ranging from 1 to 5 s for EEG and 1 to 4 s for EOG. Dashed line indicates 75% threshold of successful initializations representing reliable control, which was assumed when the time for successful initializations ranged below 5 s. The exact time to initialize 75% of the EOG-controlled sub-tasks was 1.9 s, while time to initialize 75% of the EEG-controlled sub-tasks was 4.1 s. Centrelines show the medians. Box limits indicate the 25th and 75th percentiles.

| | EEG | EOG |
|-------------------------------------|-----------------|----------------|
| Hit rate in % (\pm s.d.) | 64.7 \pm 5.0 | 94.3 \pm 7.3 |
| False alarm rate in % (\pm s.d.) | 17.0 \pm 21.4 | 5.7 \pm 7.3 |

Table 1. Hit and false alarm classification rates across control modalities.

indicating good separation of EEG and EOG mean power values during rest and task and low false positive rate during use of the system (see classification rates, Table 1).

Discussion

Various neurological disorders related to brain lesions, neurodegeneration or neuroinflammation can lead to complete loss of hand and arm function. To restore this function, we developed a whole-arm exoskeleton²⁴ and tested whether a novel shared human-robot control strategy based on EEG/EOG signals can be used for its fluent and reliable operation, e.g. to reach out, lift and drink from a cup. While average TTIs during EOG control required less than 2 seconds (1.49 ± 0.25 s), brain control was associated with longer TTIs (2.75 ± 0.57 s), but still ranged below 3 seconds. This longer duration before initialization may relate to the time required for task-switching. Moreover, the delay in maximum ERD usually ranging between 800 milliseconds and up to 2 seconds^{18,25}. Performance of EEG/EOG control during use of this novel shared human-robot control strategy was comparable to other EEG/EOG control paradigms, e.g. asynchronous operation of a brain/neural hand exoskeleton²³ or a robotic arm²⁶. None of the participants complained about any discomfort or undesirable effects. Clinical studies are needed that investigate whether these findings can be generalized to individuals suffering from severe arm and hand paralysis.

While using EEG alone to control a complex multi-joint exoskeleton would be impractical due to the limited bandwidth and reliability, combined EEG and electromyography (EMG) control would provide higher bandwidth and reliability. However, because most people who require an exoskeleton suffer from a neurological condition that affects muscle control (often resulting in early fatigue), reliable EMG control often requires precise placement of the electrodes, extensive training and repeated individual calibration. Besides EOG, another viable tool for shared brain/neural- and vision-guided autonomous robot control might be eye tracking, an approach worth further exploring. Particularly, in more complex tasks with many branches, predominant use of EOG or eye tracking might be appealing. Besides using the system to perform a drinking task, it is conceivable that also other ADLs can be restored. In such case, the different tasks could be selected using sensor glasses to initiate different movement trajectories depending on the user's gaze direction.

Before whole-arm exoskeletons can enter everyday life environments, some technical challenges need to be addressed. These challenges relate to their weight, mobility and adaptability to the specific anatomical characteristics of possible end-users. Especially the presence of a stationary camera limits the portability of the current system. Portability could be improved by integrating the camera (possibly a set of cameras) into the wheelchair. Another challenge relates to the safety of such systems: while our study was performed in a controlled lab environment, further studies are needed to investigate possible safety constraints in everyday life scenarios. In this respect, implementation of a reliable veto function²⁷, i.e. the ability to interrupt unintended motions or behaviours of the system, will be critical. In our setup, the user could re-set the system to the initial state by eliciting HOV to the left (HOV_l). Such veto function will be required for any brain-controlled device, as none of the existing BMI approaches provide sufficient reliability in decoding brain activity to exclude false positive classifications

(ranging at $17.0 \pm 21.4\%$ in our control paradigm with an asynchronous mode of operation, Table 1). Future studies should investigate the practicality and reliability of different veto-mechanisms across various everyday life scenarios, an issue not investigated in our study.

While voluntary muscle contractions have a “point of no return” approximately 200 milliseconds before their execution^{28,29}, voluntary acts can still be modified or vetoed after this “point of no return”. However, such “last minute” modification cannot be provided by any means of a BMI system, as the time window for detection of a false positive classification and corresponding brain response (usually a P300, i.e. a positive EEG deflection approximately 300 ms after error detection) would exceed this period. It is conceivable, however, that once the neural substrate of vetoing was identified, a veto function based on brain activity classification is feasible.

Previous studies indicated that the majority of individuals with damaged brain areas, e.g. following a stroke, can successfully use a brain-machine interface (BMI) to open and close a hand-orthosis^{30–32}. Whereas in healthy volunteers, EEG signals from electrode positions C3 or C4 (located over the motor cortex) are usually used, electrode positioning for BMI control may need to be adapted after a brain lesion due to cortical reorganization³³. Given the growing evidence that repeated use of a brain-controlled exoskeleton can trigger neurological recovery^{34,35}, larger studies that also investigate this aspect are needed³⁶. Currently, there is no study that investigated whether shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control would result in similar neurorehabilitation effects as EEG exoskeleton control alone. In this context, characterizing the optimal training schedules for specific patient populations will be important. Implementation of other bio-signals into shared human-robot interaction, such as physiological measures reflecting the user's workload or mental state, e.g. heart-rate variability³⁷, might improve their applicability and provide important information to optimize training schedules in the context of neurorehabilitation. By demonstrating feasibility and safety of shared EEG/EOG and vision-guided autonomous whole-arm exoskeleton control as accomplished in our study, such further clinical testing is now rendered possible.

Materials and Methods

Participants. Seven healthy volunteers (seven males, mean age (\pm s.d.): 30 ± 8 years) were invited to a single-session experiment at the Università Campus Biomedico di Roma (Rome, Italy). Before entering the study, all participants provided written informed consent. To enter the study, the following inclusion criteria had to be met: (i) absence of neurological or physical disorders, (ii) no regular medication intake, (iii) no history of neurological or psychiatric disorders and (iv) ability to speak and understand Italian or English. The study protocol complied with the Declaration of Helsinki and was approved by the local ethics committee (Comitato Etico Università Campus Biomedico di Roma, reference number: 01/17 PAR ComEt CBM) and by the Italian Ministry of Health (Registro - classif. DGDMF/I.5.i.m.2/2016/1096).

Whole-arm exoskeleton. The whole-arm exoskeleton comprises two components: A shoulder-elbow exoskeleton and a hand-wrist exoskeleton.

Shoulder-elbow exoskeleton. The shoulder-elbow exoskeleton (NeuroExos Shoulder-elbow Module, NESM) is a robotic upper-limb exoskeleton for shoulder/elbow mobilization^{24,38} (Fig. 1a). The exoskeleton was hanging from a standing structure and provides four active DOFs that are all rotational joints mounted in a serial kinematic chain. The exoskeleton mechanical structure is composed of three main blocks: the shoulder section, the arm section and the elbow section. The shoulder section includes the actuation units and motor drivers for the shoulder adduction/abduction (sA/A) and flexion/extension (sF/E). Both the sA/A and sF/E actuation units can exert a maximum continuous torque of 60 N·m. The arm section includes a shoulder intra/extra (sI/E) rotation joint. The actuation unit can exert a maximum continuous torque of 30 N·m. Moreover, the arm support consists of carbon-fiber shell structures with aluminium inserts and an ergonomic cuff. Finally, the elbow section includes an elbow flexion/extension (eF/E) joint. This joint can exert a maximum torque of 30 N·m.

Each actuation unit has a series elastic actuation (SEA) architecture comparable to Vitiello, *et al.*³⁹ that includes the following components: A brushless direct current (DC) motor, a reduction stage, two absolute encoders, a custom spring and an Elmo[®] Gold Solo Whistle servo driver. In each joint, the two encoders are placed at the two sides of the spring with respect to the mechanical frame: the encoder more proximal to the human joint (i.e. the joint position encoder) provides the joint angular value, while the difference between the two encoder readings provides the spring deformation, thus the transmitted torque. The support structure of the exoskeleton consists of a wheeled platform endowed with a vertical stand, which carries an articulated parallelogram functioning as a weight-relief system and supports the exoskeleton through a passive rotational joint. The wheeled platform also hosts the box containing the control and interface electronics. The total weight of the device (with the support structure, counterweight and electronics) was around 136 kg whereas the only wearable exoskeleton module weights approximately 13 kg. Passive DOFs allowing the rotation axis to follow the axis of the corresponding biological joint, and size regulations allowing to adjust the lengths of the frames to the user's anatomical characteristics, have been designed to ensure user comfort.

The control system was implemented on a real-time controller, a sbRIO-9636 (National Instruments, Austin, Texas, US) endowed with a 400-MHz processor running a NI real-time operating system and a field programmable gate array (FPGA) processor Xilinx Spartan-3. While the high-level layer was running at 100 Hz, the low-level closed-loop controllers were running at 1 kHz.

On the low-level control layer, a joint position control mode was implemented. Each actuation unit drives the joint position along a reference value or trajectory. The closed-loop joint position control of each actuation unit employed a proportional-integrative-derivative (PID) regulator using the error between the desired joint angle and measured joint position to allow for passive guidance in the absence of residual movement capabilities.

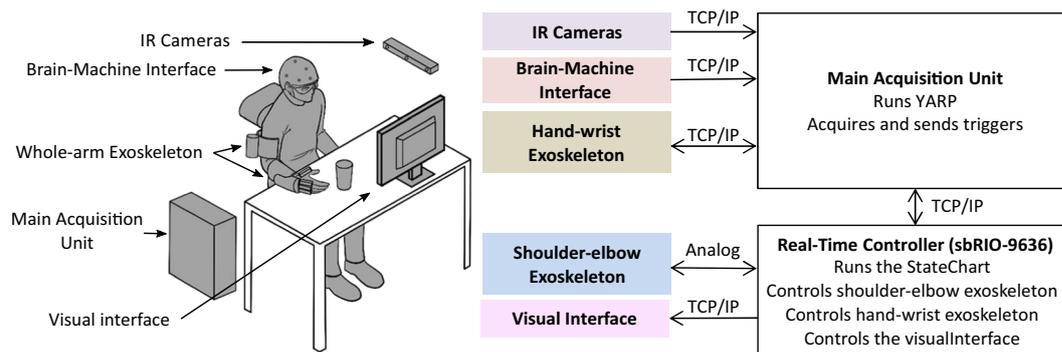


Figure 5. Overview of components and communication architecture based on TCP/IP protocol and analogue communication. (Drawings: D. Marconi, The BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy).

Hand-wrist exoskeleton. The hand-wrist exoskeleton consists of two modules: The hand and wrist module that can be used separately or in combination⁴⁰ (Fig. 1b).

The hand exoskeleton was an electrical-driven device with 4-active DOFs. The mechanical structure of the exoskeleton can be divided into three main parts: (1) First and second fingers: For each of these fingers, a linkage attached to proximal and middle phalanxes is driven by a linear actuator, performing a movement of both proximal interphalangeal (PIP) and metacarpophalangeal (MCP) joints. (2) Third and fourth fingers: A similar linkage is used for the third finger, while the linkage for the fourth finger is only attached to the proximal phalanx. Both linkages are driven by the same linear actuator, performing a movement of the third finger's PIP and MCP and fourth finger's MCP. (3) Thumb: For the thumb only, the flexion/extension movement is actuated, while adduction/abduction movement is fixed in an abduction position in order to achieve thumb opposition. In the same way as the fourth finger, a linear actuator drove a linkage to perform the movement of the thumb.

The wrist exoskeleton was a 1-active DOF device for the mobilization of the pronation/supination movement of the wrist. It consisted of a direct current (DC) motor with a reduction stage that drove a geared ring guide. The circular guide was attached to an orthosis that aligned the forearm with the axis of the guide. In addition, two load cells were used to estimate the interaction forces between the device and the user and ensured a safe human-robot interaction.

The wrist exoskeleton was designed to be easily connected to the NESM exoskeleton: by simply removing the forearm cuff from the NESM, the cuff integrated to the wrist exoskeleton could be attached to the elbow actuation unit's output frame.

EEG/EOG control interface. A 5-channel, wireless EEG (Enobio[®], Neuroelectronics Barcelona S.L., Spain) was recorded from the following conventional 10/20 system recording sites: F3, T3, C3, Cz and P3 using polyamide-based solid-gel electrodes⁴¹. Ground and reference electrodes were placed at AFz and FCz, respectively. One additional channel was used to detect HOV using EOG signals recorded from the left outer canthus referenced to left mastoid. EEG and EOG were sampled at 500 Hz and band pass-filtered at 0.1–30 Hz. To increase signal-to-noise ratio, EEG was pre-processed using a surface Laplacian filter⁴². A customized version of the open-source BCI2000 software^{18,43} was used to translate the EEG and EOG signals into whole-arm exoskeleton control commands. To compute SMR event-related desynchronization (SMR-ERD), the power method by Pfurtscheller and Lopes da Silva⁴⁴ was used.

Motion capturing system. To capture the position and motion of the whole-arm exoskeleton and the graspable object (e.g. a cup) allowing vision-guided control, an IR-camera was used (OptiTrack[®], Corvallis, USA). The system was placed on a vertical stand and tracked objects in 6 DOFs using reflective markers that were attached to the graspable object.

System component communication. The communication among all the integrated components, i.e. the whole-arm exoskeleton, EEG/EOG control interface and motion capturing system, was managed by the messaging system YARP (Yet Another Robotic Platform)^{45,46}. YARP external nodes were created in C++, MATLAB, LabVIEW and Linux environment for sending and receiving data to and from other nodes via a TCP/IP connection. Each node receiving and sending data was identified by a label and had a unique communication port on the YARP server. For the study, all data were received and transmitted at a frequency of 20 Hz. After starting the YARP server, all other nodes could connect independently and, if a node suddenly disconnected, the others could continue sending and receiving data without jeopardizing communication. The scheme of the communication architecture is given in Fig. 5.

Experimental setup and protocol. All participants were comfortably seated at a desk and equipped with a whole-arm exoskeleton as well as wearable devices including EEG and EOG. Before any calibration procedures, participants were familiarized with each of the components and received detailed instructions about the sequence of the drinking task. The drinking task comprised the following sub-tasks: 1. reaching a cup, 2. grasping and drinking from the cup, 3. placing back the cup and 4. releasing the cup. To evaluate fluency and reliability of EEG/

EOG control, participants received visual instructions when to execute each of the sub-tasks. While sub-tasks 1 and 3 were initialized by EOG signals, sub-tasks 2 and 4 were controlled by EEG signals. Over all, each participant performed the whole drinking task 20 times (i.e. 80 sub-tasks in total).

After detailed instruction, all devices for EEG/EOG assessment including amplifier and electrode cap were mounted. The EEG/EOG control interface was calibrated at the beginning of the session and remained unchanged for the entire session. During calibration, detection thresholds for SMR-ERD and HOV were determined as in Soekadar, *et al.*¹⁸. For calibration of the EEG/EOG control interface, a reference value (RV) of SMR-ERD related to externally-paced imagined hand opening or closing movements of the right hand was calculated by using a power spectrum estimation based on an autoregressive model of order 16 (Burg algorithm). Calculation of the RV comprised a total of 42 trials, each lasting 5 s, followed by an inter-trial interval (ITI) of 4 s, during which participants were inactive (rest condition). The optimal frequency for SMR-ERD detection [frequency of interest (FOI)] was set to the frequency showing the highest SMR-ERD modulation during imagined movements. For online classification of SMR-ERD, a frequency filter with an FOI of ± 1.5 Hz was used. A detection threshold for movement initiation and execution was calculated on the basis of the additional 42 trials, during which participants received online visual feedback of SMR-ERD provided on the display in front of them. The detection threshold was set at two standard deviations (s.d.) above average SMR-ERD and used for online EEG control. SMR-ERD was translated into a control command if detection threshold was exceeded. As a next step, participants were instructed to perform 10 externally paced HOV to the left or right following a visual cue while EOG was recorded. In analogy to EEG calibration, a HOV detection threshold was set at two s.d. below the average EOG signal recorded during maximum HOV. While HOV to the right (HOV_r) was defined as confirmatory signal in states 1 and 3, the user could re-set the system to the initial state at any time by HOV to the left (HOV_l) (Fig. 2). Mounting and calibration of the EEG/EOG control interface required approximately 15–20 minutes per participant. Since there was just one session per participant, the whole donning and calibration procedure was performed only once at the beginning of the session.

Before performing 20 trials with the whole-arm exoskeleton to drink from a glass, participants were familiarized with wearing and moving the whole-arm exoskeleton by performing one complete drinking sequence.

Shared human-robot control. To operate the multi-DOF whole-arm exoskeleton, a shared-human robot control strategy was used based on a finite-state machine (FSM) blending vision guidance and BMI control. FSM was implemented within the 100 Hz main loop of the NESM high-level control layer. The following states were implemented in the FSM (Fig. 2):

State 1. *Reaching the cup:* Detection of HOV results in a whole-arm exoskeleton reaching movement guided by the motion capturing system.

State 2. *Grasping the cup, lifting and drinking:* Detection of SMR-ERD exceeding the SMR-ERD detection threshold results in exoskeleton-driven hand closing motions. Once the grasping motion is complete, the whole-arm exoskeleton automatically lifts the cup and moves it to the user's mouth without any additional trigger elicited by the participant.

State 3. *Placing back the cup:* After drinking from the cup, detection of HOV results in moving the whole-arm exoskeleton back to the position from where the cup was lifted.

State 4. *Releasing the cup and going back to state 1:* Detection of SMR-ERD results in exoskeleton-driven hand opening motions. Once the grasping motion is complete, the whole-arm exoskeleton automatically moves back to state 1, without any additional trigger.

An inverse kinematics algorithm calculated the joint angles to achieve the desired end-effector position as described in Lauretti, *et al.*⁴⁷. The end-effector moves along a linear 3D trajectory, as each joint moves along a pre-defined trajectory with a stereotyped sigmoid time-position profile, executed within 5 s. Moreover, the exoskeleton end-effector position was finely adjusted via a *visual-servoing* algorithm: the error between the end-effector and object position was calculated online. End-effector positions were corrected until the error dropped below a certain threshold (i.e. 2 cm).

A graphical user interface (GUI) allowed to visualize the inputs and outputs of the FSM as well as communication flow between the different system components. Moreover, a user display was used to provide the following visual cues that were synchronized with the system's FSM state:

1. EOG control 1: "Please look to the right to initialize reaching movement." (State 1)
2. EEG control 1: "Cup reached! Please imagine hand closing to grasp the cup" (State 2)
3. EOG control 2: "Please look to the right for placing back the cup!" (State 3)
4. EEG control 2: "Initial cup position reached! Please imagine hand opening to release the cup." (State 4)

A green square indicated when the sub-task was successfully initialized.

Data collection and analyses. During use of the system, all system parameters as well as physiological data were stored for offline analysis. EEG/EOG TTIs were evaluated as time between visual indication and detection of EEG/EOG signals exceeding the EEG/EOG detection thresholds. Reliability of control was assessed by calculating the time for successful initializations of at least 75% of sub-tasks. Reliable control was assumed when the time for successful initializations ranged below 5 s. To evaluate the average rate of false positive EEG/EOG classifications as measure of control performance, the sensitivity index (SI, Eq. 1) was calculated and averaged across all participants. SI of EEG and EOG, respectively, was assessed based on 20 trials, which were recorded at the end of the calibration phase.

$$d' = Z(\text{hit_rate}) - Z(\text{false_alarm_rate}) \quad (1)$$

For EEG, 'hit_rate' was defined as the relative number of sample blocks during the task in which EEG activity exceeded the EEG-detection threshold, whereas 'false_alarm_rate' was defined as the relative number of sample blocks during rest in which the EEG-detection threshold was exceeded. For EOG, a 'hit' (true positive) was assumed if EOG signals exceeded the EOG-detection threshold upon visual instruction, whereas 'false_alarm' (false positive) was assumed if EOG signals exceeded the EOG-detection threshold although no visual instruction was provided.

Data availability. The datasets generated during and/or analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

References

- Salomon, J. A. *et al.* Common values in assessing health outcomes from disease and injury: disability weights measurement study for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* **380**, 2129–2143, [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61680-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61680-8) (2012).
- Filiatrault, J., Arseneault, A. B., Dutil, E. & Bourbonnais, D. Motor function and activities of daily living assessments: a study of three tests for persons with hemiplegia. *Am. J. Occup. Ther.* **45**, 806–810 (1991).
- Mercier, L., Audet, T., Hebert, R., Rochette, A. & Dubois, M. F. Impact of motor, cognitive, and perceptual disorders on ability to perform activities of daily living after stroke. *Stroke* **32**, 2602–2608 (2001).
- Veerbeek, J. M., Langbroek-Amersfoort, A. C., van Wegen, E. E., Meskers, C. G. & Kwakkel, G. Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* **31**, 107–121, <https://doi.org/10.1177/1545968316666957> (2017).
- Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A. & Leonhardt, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **11**, 3, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3> (2014).
- Masiero, S., Celia, A., Rosati, G. & Armani, M. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **88**, 142–149, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.032> (2007).
- Colombo, R. *et al.* Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **13**, 311–324, <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.848352> (2005).
- Dziemian, S., Abbott, W. W. & Faisal, A. A. In *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 6th IEEE International Conference on. 1277–1282 (IEEE) 2016.
- Maheu, V., Archambault, P. S., Frappier, J. & Routhier, F. In *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE International Conference on. 1–5 (IEEE) 2011.
- Brose, S. W. *et al.* The role of assistive robotics in the lives of persons with disability. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* **89**, 509–521, <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181cf569b> (2010).
- Pedrocchi, A. *et al.* MUNDUS project: MULTimodal neuroprosthesis for daily upper limb support. *J. Neuroeng. Rehabil.* **10**, 66, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-66> (2013).
- Cempini, M., Cortese, M. & Vitiello, N. A Powered Finger-Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **20**, 705–716, <https://doi.org/10.1109/Tmech.2014.2315528> (2015).
- Gandolla, M. *et al.* Artificial neural network EMG classifier for functional hand grasp movements prediction. *J. Int. Med. Res.* **45**, 1831–1847, <https://doi.org/10.1177/0300060516656689> (2017).
- Housman, S. J., Le, V., Rahman, T., Sanchez, R. J. & Reinkensmeyer, D. J. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR. IEEE 10th International Conference on*. 562–568 (IEEE) 2007.
- Sanchez, R. *et al.* In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR. 9th International Conference on*. 500–504 (IEEE) 2005.
- Ajiboye, A. B. *et al.* Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration. *Lancet* **389**, 1821–1830, [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)30601-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)30601-3) (2017).
- Hochberg, L. R. *et al.* Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature* **485**, 372–375, <https://doi.org/10.1038/nature11076> (2012).
- Soekadar, S. R. *et al.* Hybrid EEG/EOG-based brain/neural hand exoskeleton restores fully independent daily living activities after quadriplegia. *Science Robotics* **1** (2016).
- Soekadar, S. R. *et al.* ERD-based online brain-machine interfaces (BMI) in the context of neurorehabilitation: optimizing BMI learning and performance. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **19**, 542–549, <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2166809> (2011).
- Downey, J. E. *et al.* Blending of brain-machine interface and vision-guided autonomous robotics improves neuroprosthetic arm performance during grasping. *J. Neuroeng. Rehabil.* **13**, 28, <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0134-9> (2016).
- Poppel, E. Lost in time: a historical frame, elementary processing units and the 3-second window. *Acta Neurobiol Exp (Wars)* **64**, 295–301 (2004).
- Mates, J., Muller, U., Radil, T. & Poppel, E. Temporal integration in sensorimotor synchronization. *J. Cogn. Neurosci.* **6**, 332–340, <https://doi.org/10.1162/jocn.1994.6.4.332> (1994).
- Witkowski, M. *et al.* Enhancing brain-machine interface (BMI) control of a hand exoskeleton using electrooculography (EOG). *J. Neuroeng. Rehabil.* **11**, 165, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-165> (2014).
- Crea, S. *et al.* In *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 6th IEEE International Conference on. 1248–1253 (IEEE) 2016.
- Neuper, C., Schlögl, A. & Pfurtscheller, G. Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery. *J. Clin. Neurophysiol.* **16**, 373–382 (1999).
- Minati, L., Yoshimura, N. & Koike, Y. Hybrid Control of a Vision-Guided Robot Arm by EOG, EMG, EEG Biosignals and Head Movement Acquired via a Consumer-Grade Wearable Device. *Ieee Access* **4**, 9528–9541, <https://doi.org/10.1109/Access.2017.2647851> (2016).
- Clausen, J. *et al.* Help, hope, and hype: Ethical dimensions of neuroprosthetics. *Science* **356**, 1338–1339, <https://doi.org/10.1126/science.aam7731> (2017).
- Deecke, L. & Soekadar, S. R. Beyond the point of no return: Last-minute changes in human motor performance. *Proc Natl Acad Sci USA* **113**, E2876, <https://doi.org/10.1073/pnas.1604257113> (2016).
- Schultze-Kraft, M. *et al.* The point of no return in vetoing self-initiated movements. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **113**, 1080–1085, <https://doi.org/10.1073/pnas.1513569112> (2016).
- Soekadar, S. R., Birbaumer, N., Slutzky, M. W. & Cohen, L. G. Brain-machine interfaces in neurorehabilitation of stroke. *Neurobiol. Dis.* **83**, 172–179, <https://doi.org/10.1016/j.nbd.2014.11.025> (2015).
- Buch, E. *et al.* Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke. *Stroke* **39**, 910–917, <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.505313> (2008).
- Birbaumer, N. & Cohen, L. G. Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. *J. Physiol.* **579**, 621–636, <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.125633> (2007).
- Luft, A. R. *et al.* Lesion location alters brain activation in chronically impaired stroke survivors. *Neuroimage* **21**, 924–935 (2004).

34. Donati, A. R. *et al.* Long-Term Training with a Brain-Machine Interface-Based Gait Protocol Induces Partial Neurological Recovery in Paraplegic Patients. *Sci Rep* **6**, 30383, <https://doi.org/10.1038/srep30383> (2016).
35. Ramos-Murguialday, A. *et al.* Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. *Ann Neurol* **74**, 100–108, <https://doi.org/10.1002/ana.23879> (2013).
36. Ushiba, J. & Soekadar, S. R. Brain-machine interfaces for rehabilitation of poststroke hemiplegia. *Prog Brain Res* **228**, 163–183, <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2016.04.020> (2016).
37. Madden, K. & Savard, G. K. Effects of mental state on heart rate and blood pressure variability in men and women. *Clin. Physiol.* **15**, 557–569 (1995).
38. Crea, S. *et al.* In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II* 495–499 (Springer, 2017).
39. Vitiello, N. *et al.* Functional Design of a Powered Elbow Orthosis Toward its Clinical Employment. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **21**, 1880–1891, <https://doi.org/10.1109/Tmech.2016.2558646> (2016).
40. Díez, J. A. *et al.* In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II* 531–535 (Springer, 2017).
41. Toyama, S., Takano, K. & Kansaku, K. A non-adhesive solid-gel electrode for a non-invasive brain-machine interface. *Front. Neurol.* **3**, 114, <https://doi.org/10.3389/fneur.2012.00114> (2012).
42. McFarland, D. J. The advantages of the surface Laplacian in brain-computer interface research. *Int. J. Psychophysiol.* **97**, 271–276, <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.07.009> (2015).
43. Schalk, G. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC. Annual International Conference of the IEEE*. 5498–5501 (IEEE) 2009.
44. Pfurtscheller, G. & da Silva, L. F. H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin. Neurophysiol.* **110**, 1842–1857, [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8) (1999).
45. Fitzpatrick, P. *et al.* A middle way for robotics middleware. *Journal of Software Engineering for Robotics* **5**, 42–49 (2014).
46. Metta, G., Fitzpatrick, P. & Natale, L. YARP: yet another robot platform. *International Journal of Advanced Robotic Systems* **3**, 8 (2006).
47. Lauretti, C. *et al.* Learning by Demonstration for Motion Planning of Upper-Limb Exoskeletons. *Front. Neurobot.* **12**, 5, <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00005> (2018).

Acknowledgements

This study was funded by the European Commission under the project AIDE (G.A. no: 645322), the European Research Council (ERC) under the project NGBMI (759370), the Baden-Württemberg Stiftung (NEU007/1), and supported by the Open Access Publishing Fund of the University of Tübingen. SRS received special support by the Brain & Behavior Research Foundation as 2017 NARSAD Young Investigator Grant recipient and P&S Fund Investigator. We thank D. Marconi for providing the drawings in Figures 2a and 5.

Author Contributions

S.C., M.N., E.T., F.C. and S.R.S. designed the study. S.C., M.N., E.T., F.C., F.J.B. and J.M.C. collected the data. S.C., M.N., E.T. and F.C. analysed the data. F.C. and L.Z. organised the experimental session. A.B. developed the shoulder-elbow exoskeleton. S.C., M.N., E.T., F.C., L.Z., N.V. and S.R.S. interpreted the data and performed the literature search. S.C., M.N., E.T. and S.R.S. wrote the manuscript. S.C., M.N., E.T. and J.M.C. created the figures. S.C., M.N., E.T., F.C., F.J.B., J.M.C., L.Z., N.V., N.G.A. and S.R.S. edited the manuscript.

Additional Information

Competing Interests: S.C. and N.V. have interests in a spin-off company (IUVO S.r.l.) developing and commercializing exoskeleton technology that may benefit in the future from research presented in this article. The IP protecting the NESM technology has currently been licensed to IUVO S.r.l.

Publisher's note: Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons license, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons license and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2018

BIBLIOGRAFÍA

- Ahmed, S.; Mayo, N. E.; Higgins, J.; Salbach, N. M.; Finch, L. y Wood-Dauphinee, S. L. (2003), «The Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM): A Comparison With Other Measures Used to Evaluate Effects of Stroke and Rehabilitation», *Physical Therapy* **83**(7), págs. 617-630 (vid. pág. 62).
- Ajiboye, A. B.; Willett, F. R.; Young, D. R.; Memberg, W. D.; Murphy, B. A.; Miller, J. P.; Walter, B. L.; Sweet, J. A.; Hoyen, H. A.; Keith, M. W. et al. (2017), «Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration», *The Lancet* **389**(10081), págs. 1821-1830 (vid. pág. 32).
- Alessandro, L.; Olmos, L. E.; Bonamico, L.; Muzio, D. M.; Ahumada, M. H.; Russo, M. J.; Allegri, R. F.; Gianella, M. G.; Campora, H.; Delorme, R. et al. (2020), «Multidisciplinary rehabilitation for adult patients with stroke» (vid. pág. 2).
- Aprile, I.; Germanotta, M.; Cruciani, A.; Loreti, S.; Pecchioli, C.; Cecchi, F.; Montesano, A.; Galeri, S.; Diverio, M.; Falsini, C.; Speranza, G.; Langone, E.; Papadopoulou, D.; Padua, L.; Carrozza, M. C. y Group, F. R. R. (2020), «Upper Limb Robotic Rehabilitation After Stroke: A Multicenter, Randomized Clinical Trial.», *Journal of neurologic physical therapy : JNPT* **44**, págs. 3-14 (vid. pág. 12).
- Badesa, F. J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.; Sabater, J. M.; Casals, A. y Zollo, L. (2014), «Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques», *Computer methods and programs in biomedicine* **116**(2), págs. 123-130 (vid. págs. 10, 11).
- Badesa, F. J.; Diez, J. A.; Catalan, J. M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Nann, M.; Crea, S.; Soekadar, S. R.; Zollo, L.; Vitiello, N. y Garcia-Aracil, N. (2019), «Physiological Responses During Hybrid BNCI Control of an Upper-Limb Exoskeleton», *Sensors* **19**(22), DOI: [10.3390/s19224931](https://doi.org/10.3390/s19224931).
- Badesa, F. J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N. M.; Sabater, J. M.; Zollo, L.; Papaleo, E. y Guglielmelli, E. (2014), «Dynamic adaptive system for robot-assisted motion rehabilitation», *IEEE Systems Journal* **10**(3), págs. 984-991 (vid. pág. 10).
- Ballester, B. R.; Badia, S. B. i y Verschure, P. F. (2012), «Including social interaction in stroke VR-based motor rehabilitation enhances performance: a pilot study», *Presence* **21**(4), págs. 490-501 (vid. pág. 5).

- Bangor, A.; Kortum, P. y Miller, J. (2009), «Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale», *Journal of usability studies* 4(3), págs. 114-123 (vid. pág. 70).
- Bangor, A.; Kortum, P. T. y Miller, J. T. (2008), «An empirical evaluation of the system usability scale», *Intl. Journal of Human-Computer Interaction* 24(6), págs. 574-594 (vid. pág. 70).
- Barsotti, M.; Leonardis, D.; Loconsole, C.; Solazzi, M.; Sotgiu, E.; Procopio, C.; Chisari, C.; Bergamasco, M. y Frisoli, A. (2015), «A full upper limb robotic exoskeleton for reaching and grasping rehabilitation triggered by MI-BCI», en: *2015 IEEE international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, IEEE, págs. 49-54 (vid. pág. 14).
- Birbaumer, N. y Cohen, L. G. (2007), «Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis», *The Journal of physiology* 579(3), págs. 621-636 (vid. pág. 44).
- Blank, A. A.; French, J. A.; Pehlivan, A. U. y O'Malley, M. K. (2014), «Current trends in robot-assisted upper-limb stroke rehabilitation: promoting patient engagement in therapy», *Current physical medicine and rehabilitation reports* 2(3), págs. 184-195 (vid. pág. 12).
- Bohannon, R. W. (1999), «Motricity index scores are valid indicators of paretic upper extremity strength following stroke», *Journal of Physical Therapy Science* 11(2), págs. 59-61 (vid. pág. 62).
- Brooke, J. (1996), «Sus: a "quick and dirty" usability», *Usability evaluation in industry* 189 (vid. pág. 69).
- Brose, S. W.; Weber, D. J.; Salatin, B. A.; Grindle, G. G.; Wang, H.; Vazquez, J. J. y Cooper, R. A. (2010), «The role of assistive robotics in the lives of persons with disability», *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 89(6), págs. 509-521 (vid. pág. 31).
- Brütsch, K.; Koenig, A.; Zimmerli, L.; Mérillat-Koeneke, S.; Riener, R.; Jäncke, L.; Hedel, H. J. van y Meyer-Heim, A. (2011), «Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with neurological gait disorders», *Journal of rehabilitation medicine* 43(6), págs. 493-499 (vid. pág. 4).
- Buch, E.; Weber, C.; Cohen, L. G.; Braun, C.; Dimyan, M. A.; Ard, T.; Mellinger, J.; Caria, A.; Soekadar, S.; Fourkas, A. et al. (2008), «Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke», *Stroke* 39(3), págs. 910-917 (vid. pág. 44).
- Cameirão, M. S.; Badia, S. B. i; Oller, E. D. y 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), págs. 1-14 (vid. pág. 4).
- Carignan, C. R. y Krebs, H. I. (2006), «Telerehabilitation robotics: bright lights, big future?», *Journal of rehabilitation research and development* 43(5), pág. 695 (vid. págs. 2, 5).
- Catalán, J.; Garcia, J.; Lopez, D.; Ugartemendia, A.; Diaz, I.; Lledo, L.; Blanco, A.; Barios, J.; Bertomeu, A. y Garcia-Aracil, N. (2019), «Evaluation of an upper-limb rehabilitation robotic device for home use from patient perspective», en: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III*, Springer, Springer, págs. 449-453, ISBN: 978-3-030-01845-0 (vid. págs. 48, 63).
- Cempini, M.; Cortese, M. y Vitiello, N. (2014), «A powered finger–thumb wearable hand exoskeleton with self-aligning joint axes», *IEEE/ASME Transactions on mechatronics* 20(2), págs. 705-716 (vid. pág. 31).
- Clausen, J.; Fetz, E.; Donoghue, J.; Ushiba, J.; Spörhase, U.; Chandler, J.; Birbaumer, N. y Soekadar, S. R. (2017), «Help, hope, and hype: Ethical dimensions of neuroprosthetics», *Science* 356(6345), págs. 1338-1339 (vid. pág. 43).
- Colombo, R.; Pisano, F.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Micera, S.; Carrozza, M. C.; Dario, P. y Minuco, G. (2007), «Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 4(1), págs. 1-12 (vid. pág. 4).
- Colombo, R.; Pisano, F.; Micera, S.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Carrozza, M. C.; Dario, P. y Minuco, G. (2005), «Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients», *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 13(3), págs. 311-324 (vid. pág. 31).
- Crea, S.; Cempini, M.; Moisé, M.; Baldoni, A.; Trigili, E.; Marconi, D.; Cortese, M.; Giovacchini, F.; Posteraro, F. y Vitiello, N. (2017), «Validation of a gravity compensation algorithm for a shoulder-elbow exoskeleton for neurological rehabilitation», en: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, Springer, págs. 495-499 (vid. pág. 35).
- Crea, S.; Cempini, M.; Moise, M.; Baldoni, A.; Trigili, E.; Marconi, D.; Cortese, M.; Giovacchini, F.; Posteraro, F. y Vitiello, N. (2016), «A novel shoulder-elbow exoskeleton with series elastic actuators», en: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, págs. 1248-1253 (vid. págs. 35, 42).
- Crea, S.; Nann, M.; Trigili, E.; Cordella, F.; Baldoni, A.; Badesa, F. J.; Catalán, J. M.; Zollo, L.; Vitiello, N.; Aracil, N. G. et al. (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**(10823), págs. 1-9, DOI: [10.1038/s41598-018-29091-5](https://doi.org/10.1038/s41598-018-29091-5) (vid. págs. [iii](#), [8](#), [18](#), [83](#)).
- Darzi, A. y Novak, D. (2019), «Using Physiological Linkage for Patient State Assessment In a Competitive Rehabilitation Game», en: *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, págs. 1031-1036 (vid. págs. [11](#), [49](#), [74](#)).
- Darzi, A.; Wondra, T.; McCrea, S. y Novak, D. (2019), «Classification of different cognitive and affective states in computer game players using physiology, performance and intrinsic factors», en: *International Conference on Intelligent Human Systems Integration*, Springer, págs. 23-29 (vid. pág. [11](#)).
- Deecke, L. y Soekadar, S. R. (2016), «Beyond the point of no return: Last-minute changes in human motor performance», *Proceedings of the National Academy of Sciences* **113**(21), E2876-E2876 (vid. pág. [44](#)).
- Díaz, I.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Justo, X.; Lledo, L. D.; Ugartemendia, A.; Gil, J. J.; Díez, J. y García-Aracil, N. (2018), «Development of a robotic device for post-stroke home tele-rehabilitation», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(1) (vid. págs. [48](#), [63](#)).
- Diez, J. A.; Blanco, A.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Sabater, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2017), «Design of a prono-supination mechanism for activities of daily living», en: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, Springer, págs. 531-535 (vid. págs. [36](#), [42](#)).
- Diez, J. A.; Blanco, A.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Lledo, L. D. y Garcia-Aracil, N. (2018), «Hand exoskeleton for rehabilitation therapies with integrated optical force sensor», *Advances in Mechanical Engineering* **10**(2) (vid. págs. [36](#), [42](#)).
- Diez, J. A.; Catalan, J. M.; Blanco, A.; Garcia-Perez, J. V.; Badesa, F. J. y Gacia-Aracil, N. (2018), «Customizable optical force sensor for fast prototyping and cost-effective applications», *Sensors* **18**(2), pág. 493 (vid. págs. [36](#), [42](#)).
- Donati, A. R.; Shokur, S.; Morya, E.; Campos, D. S.; Moioli, R. C.; Gitti, C. M.; Augusto, P. B.; Tripodi, S.; Pires, C. G.; Pereira, G. A. et al. (2016), «Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients», *Scientific reports* **6**(1), págs. 1-16 (vid. pág. [44](#)).
- Downey, J. E.; Weiss, J. M.; Muelling, K.; Venkatraman, A.; Valois, J.-S.; Hebert, M.; Bagnell, J. A.; Schwartz, A. B. y Collinger, J. L. (2016), «Blending of brain-machine interface and vision-guided autonomous robotics improves neuroprosthetic arm performance during grasping», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **13**(1), págs. 1-12 (vid. pág. [32](#)).

- Duarte, J. E.; Baur, K. y Riener, R. (2017), «Flowing to the optimal challenge: an adaptive challenge framework for multiplayer games», *In Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, págs. 381-385 (vid. pág. 10).
- Dziemian, S.; Abbott, W. W. y Faisal, A. A. (2016), «Gaze-based teleprosthetic enables intuitive continuous control of complex robot arm use: Writing & drawing», en: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, págs. 1277-1282 (vid. pág. 31).
- Friedrich, M.; Gittler, G.; Halberstadt, Y.; Cermak, T. y Heiller, I. (1998), «Combined exercise and motivation program: effect on the compliance and level of disability of patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial», *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79(5), págs. 475-487 (vid. pág. 4).
- Frisoli, A.; Procopio, C.; Chisari, C.; Creatini, I.; Bonfiglio, L.; Bergamasco, M.; Rossi, B. y Carboncini, M. C. (2012), «Positive effects of robotic exoskeleton training of upper limb reaching movements after stroke», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 9(1), págs. 1-16 (vid. pág. 13).
- Gajadhar, B. J.; Nap, H. H.; Kort, Y. A. de e IJsselsteijn, W. A. (2010), «Out of sight, out of mind: co-player effects on seniors' player experience», en: *3rd International Conference on Fun and Games*, págs. 74-83 (vid. pág. 46).
- Gandolla, M.; Ferrante, S.; Ferrigno, G.; Baldassini, D.; Molteni, F.; Guanziroli, E.; Cotti Cottini, M.; Seneci, C. y Pedrocchi, A. (2017), «Artificial neural network EMG classifier for functional hand grasp movements prediction», *Journal of International Medical Research* 45(6), págs. 1831-1847 (vid. pág. 31).
- Goršič, M.; Cikajlo, I.; Goljar, N. y Novak, D. (2017), «A multisession evaluation of an adaptive competitive arm rehabilitation game», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 14(128) (vid. págs. 10, 50, 70).
- Goršič, M.; Cikajlo, I. y Novak, D. (2017), «Competitive and cooperative arm rehabilitation games played by a patient and unimpaired person: effects on motivation and exercise intensity», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 23(14) (vid. págs. 50, 57, 70).
- Goršič, M.; Cikajlo, I.; Goljar, N. y Novak, D. (2020), «A Multisession Evaluation of a Collaborative Virtual Environment for Arm Rehabilitation», *PRESENCE: Virtual and Augmented Reality* 27(3), págs. 274-286 (vid. pág. 10).
- Goršič, M.; Hlucny, S. D. y Novak, D. (2020a), «Effects of different opponent types on motivation and exercise intensity in a competitive arm exercise game», *Games for health journal* 9(1), págs. 31-36 (vid. pág. 57).

- Goršič, M.; Hlucny, S. D. y Novak, D. (2020b), «Effects of Different Opponent Types on Motivation and Exercise Intensity in a Competitive Arm Exercise Game», *Games for Health Journal* 9(1), págs. 31-36 (vid. págs. 50, 70).
- Grieve, R.; Hutton, J.; Bhalla, A.; Rastenyte, D.; Ryglewicz, D.; Sarti, C.; Lamassa, M.; Giroud, M.; Dundas, R. y Wolfe, C. (2001), «A Comparison of the Costs and Survival of Hospital-Admitted Stroke Patients Across Europe», *Stroke* 32(7), págs. 1684-1691 (vid. pág. 2).
- Hochberg, L. R.; Bacher, D.; Jarosiewicz, B.; Masse, N. Y.; Simeral, J. D.; Vogel, J.; Haddadin, S.; Liu, J.; Cash, S. S.; Van Der Smagt, P. et al. (2012), «Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm», *Nature* 485(7398), págs. 372-375 (vid. pág. 32).
- Housman, S. J.; Le, V.; Rahman, T.; Sanchez, R. J. y Reinkensmeyer, D. J. (2007), «Arm-training with T-WREX after chronic stroke: preliminary results of a randomized controlled trial», en: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE, págs. 562-568 (vid. pág. 31).
- iDRhA, S. (2021), *Innovative Devices for Rehabilitation and Assistance*, Retrieved from <https://idrha.es/> (vid. págs. 23, 63).
- Johnson, M. J.; Loureiro, R. C. y Harwin, W. S. (2008), «Collaborative tele-rehabilitation and robot-mediated therapy for stroke rehabilitation at home or clinic», *Intelligent Service Robotics* 1(2), págs. 109-121 (vid. pág. 5).
- Johnson, M.; Feng, X.; Johnson, L.; Ramachandran, B.; Winters, J. y Kosasih, J. (2006), «Robotic systems that rehabilitate as well as motivate: three strategies for motivating impaired arm use», en: *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006*. IEEE, págs. 254-259 (vid. pág. 5).
- Kim, J.; Sin, M.; Kim, W.-S.; Min, Y.-S.; Kim, W.; Park, D.; Paik, N.-J.; Cho, K. y Park, H.-S. (2020), «Remote Assessment of Post-Stroke Elbow Function Using Internet-Based Telerobotics: A Proof-of-Concept Study.», *Frontiers in neurology* 11, pág. 583101 (vid. pág. 12).
- Klamroth-Marganska, V.; Blanco, J.; Campen, K.; Curt, A.; Dietz, V.; Ettlin, T.; Felder, M.; Fellinghauer, B.; Guidali, M.; Kollmar, A. et al. (2014), «Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial», *The Lancet Neurology* 13(2), págs. 159-166 (vid. pág. 4).
- Krebs, H. I.; Palazzolo, J. J.; Dipietro, L.; Ferraro, M.; Krol, J.; Ranekleiv, K.; Volpe, B. T. y Hogan, N. (2003), «Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy», *Autonomous robots* 15(1), págs. 7-20 (vid. pág. 3).

- Kwakkel, G. (2006), «Impact of intensity of practice after stroke: issues for consideration», *Disability and rehabilitation* **28**(13-14), págs. 823-830 (vid. pág. 4).
- Langhorne, P.; Coupar, F. y Pollock, A. (2009), «Motor recovery after stroke: a systematic review», *The Lancet Neurology* **8**(8), págs. 741-754 (vid. pág. 2).
- Laurettili, C.; Cordella, F.; Ciancio, A. L.; Trigili, E.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Crea, S.; Pagliara, S. M.; Sterzi, S.; Vitiello, N. et al. (2018), «Learning by demonstration for motion planning of upper-limb exoskeletons», *Frontiers in neurorobotics* **12**, pág. 5 (vid. pág. 40).
- Laver, K.; George, S. y Thomas, S. (2015), «Virtual reality for stroke rehabilitation. Cochrane Database Syst Rev», en: : Wiley Online Library, pág. 2 (vid. pág. 4).
- Likert, R. (1974), «A method of constructing an attitude scale», *Scaling: A sourcebook for behavioral scientists*, págs. 233-243 (vid. pág. 69).
- Lim, S. y Reeves, B. (2010), «Computer agents versus avatars: Responses to interactive game characters controlled by a computer or other player», *International Journal of Human-Computer Studies* **68**(1-2), págs. 57-68 (vid. pág. 5).
- Lledó, L. D.; Díez, J. A.; Bertomeu-Motos, A.; Ezquerro, S.; Badesa, F. J.; Sabater-Navarro, J. M. y 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**, pág. 205 (vid. pág. 12).
- Lo, A. C.; Guarino, P. D.; Richards, L. G.; Haselkorn, J. K.; Wittenberg, G. F.; Federman, D. G.; Ringer, R. J.; Wagner, T. H.; Krebs, H. I.; Volpe, B. T. et al. (2010), «Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke», *New England Journal of Medicine* **362**(19), págs. 1772-1783 (vid. pág. 4).
- Lo, K.; Stephenson, M. y Lockwood, C. (2017), «Effectiveness of robotic assisted rehabilitation for mobility and functional ability in adult stroke patients: a systematic review.», *JBI database of systematic reviews and implementation reports* **15**, págs. 3049-3091 (vid. pág. 12).
- Luft, A. R.; Waller, S.; Forrester, L.; Smith, G. V.; Whittall, J.; Macko, R. F.; Schulz, J. B. y Hanley, D. F. (2004), «Lesion location alters brain activation in chronically impaired stroke survivors», *Neuroimage* **21**(3), págs. 924-935 (vid. pág. 44).
- Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Hahn, K.; Jansen-Troy, A. y Leonhardt, S. (2014), «A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **11**(1), págs. 1-29 (vid. pág. 31).
- Maclean, N.; Pound, P.; Wolfe, C. y Rudd, A. (2000), «A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation», *Soc Sci Med* **50**(4), págs. 495-506 (vid. pág. 4).

- Madden, K. y Savard, G. (1995), «Effects of mental state on heart rate and blood pressure variability in men and women», *Clinical Physiology* **15**(6), págs. 557-569 (vid. pág. 44).
- Maheu, V.; Archambault, P. S.; Frappier, J. y Routhier, F. (2011), «Evaluation of the JACO robotic arm: Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities», en: *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE, págs. 1-5 (vid. pág. 31).
- Marchal-Crespo, L. y Reinkensmeyer, D. (s.f.), «J., 2009. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury», *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* **6** (), pág. 20 (vid. pág. 12).
- Marker, A. M. y Staiano, A. E. (2015), «Better together: outcomes of cooperation versus competition in social exergaming», *Games for health journal* **4**(1), págs. 25-30 (vid. pág. 57).
- Masiero, S.; Celia, A.; Rosati, G. y Armani, M. (2007), «Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke», *Archives of physical medicine and rehabilitation* **88**(2), págs. 142-149 (vid. pág. 31).
- Matchar, D. B.; Bilger, M.; Do, Y. K. y Eom, K. (2015), «International Comparison of Poststroke Resource Use: A Longitudinal Analysis in Europe», *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* **24**(10), págs. 2256-2262 (vid. pág. 2).
- Mates, J.; Müller, U.; Radil, T. y Pöppel, E. (1994), «Temporal integration in sensorimotor synchronization», *Journal of cognitive neuroscience* **6**(4), págs. 332-340 (vid. pág. 33).
- McAuley, E.; Duncan, T. y Tammen, V. V. (1989), «Psychometric properties of the Intrinsic Motivation Inventory in a competitive sport setting: A confirmatory factor analysis», *Research quarterly for exercise and sport* **60**(1), págs. 48-58 (vid. págs. 50, 70).
- McFarland, D. J. (2015), «The advantages of the surface Laplacian in brain-computer interface research», *International Journal of Psychophysiology* **97**(3), págs. 271-276 (vid. pág. 37).
- Meng, J.; Zhang, S.; Bekyo, A.; Olsoe, J.; Baxter, B. y He, B. (2016), «Noninvasive electroencephalogram based control of a robotic arm for reach and grasp tasks», *Scientific Reports* **6**(1), págs. 1-15 (vid. pág. 14).
- Metta, G.; Fitzpatrick, P. y Natale, L. (2006), «YARP: yet another robot platform», *International Journal of Advanced Robotic Systems* **3**(1), pág. 8 (vid. pág. 37).
- Mihelj, M.; Novak, D.; Milavec, M.; Zihlerl, J.; Olenšek, A. y Munih, M. (2012), «Virtual rehabilitation environment using principles of intrinsic motivation and game design», *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **21**(1), págs. 1-15 (vid. pág. 4).

- Minati, L.; Yoshimura, N. y Koike, Y. (2016), «Hybrid control of a vision-guided robot arm by EOG, EMG, EEG biosignals and head movement acquired via a consumer-grade wearable device», *Ieee Access* **4**, págs. 9528-9541 (vid. pág. 43).
- Mirelman, A.; Bonato, P. y Deutsch, J. E. (2009), «Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke», *Stroke* **40**(1), págs. 169-174 (vid. pág. 4).
- Monardo, G.; Pavese, C.; Giorgi, I.; Godi, M. y Colombo, R. (2021), «Evaluation of Patient Motivation and Satisfaction During Technology-Assisted Rehabilitation: An Experiential Review», *Games for Health Journal* **10**(1), págs. 13-27 (vid. págs. 50, 70).
- Müller-Putz, G. R.; Ofner, P.; Schwarz, A.; Pereira, J.; Luzhnica, G.; Sciascio, C. di; Veas, E.; Stein, S.; Williamson, J.; Murray-Smith, R. et al. (2017), «MOREGRASP: Restoration of upper limb function in individuals with high spinal cord injury by multimodal neuroprostheses for interaction in daily activities» (vid. pág. 14).
- Nann, M.; Cordella, F.; Trigili, E.; Lauretti, C.; Bravi, M.; Miccinilli, S.; Catalan, J. M.; Badesa, F. J.; Crea, S.; Bressi, F.; Garcia-Aracil, N.; Vitiello, N.; Zollo, L. y Soekadar, S. R. (2020), «Restoring Activities of Daily Living Using an EEG/EOG-Controlled Semiautonomous and Mobile Whole-Arm Exoskeleton in Chronic Stroke», *IEEE Systems Journal*, págs. 1-8, DOI: [10.1109/JSYST.2020.3021485](https://doi.org/10.1109/JSYST.2020.3021485) (vid. pág. 18).
- Neuper, C.; Schlögl, A. y Pfurtscheller, G. (1999), «Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery», *Journal of Clinical Neurophysiology* **16**(4), págs. 373-382 (vid. pág. 42).
- Nichols-Larsen, D. S.; Clark, P.; Zeringue, A.; Greenspan, A. y Blanton, S. (2005), «Factors influencing stroke survivors' quality of life during subacute recovery», *Stroke* **36**(7), págs. 1480-1484 (vid. pág. 2).
- Norouzi-Gheidari, N.; Levin, M. F.; Fung, J. y Archambault, P. (2013), «Interactive virtual reality game-based rehabilitation for stroke patients», en: *2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, IEEE, págs. 220-221 (vid. págs. 49, 74).
- Novak, D.; Nagle, A.; Keller, U. y Riener, R. (2014), «Increasing motivation in robot-aided arm rehabilitation with competitive and cooperative gameplay», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **11**(1), págs. 1-15 (vid. págs. 5, 9, 46).
- Oña, E.; Cano-de La Cuerda, R.; Sánchez-Herrera, P.; Balaguer, C. y Jardón, A. (2018), «A Review of Robotics in Neurorehabilitation: Towards an Automated Process for Upper Limb», *Journal of Healthcare Engineering* **2018** (vid. pág. 3).
- Ottenbacher, K. J.; Smith, P. M.; Illig, S. B.; Linn, R. T.; Ostir, G. V. y Granger, C. V. (2004), «Trends in Length of Stay, Living Setting, Functional Outcome, and Mortality Following Medical Rehabilitation», *JAMA* **292**(14), págs. 1687-1695 (vid. pág. 2).

- Pas, S. C. van der; Verbunt, J. A.; Breukelaar, D. E.; Woerden, R. van y Seelen, H. A. (2011), «Assessment of arm activity using triaxial accelerometry in patients with a stroke», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **92**(9), págs. 1437-1442 (vid. pág. 48).
- Paul, F.; Elena, C.; Daniele, D.; Ali, P.; Giorgio, M. y Lorenzo, N. (2014), «A middle way for robotics middleware» (vid. pág. 37).
- Pedrocchi, A.; Ferrante, S.; Ambrosini, E.; Gandolla, M.; Casellato, C.; Schauer, T.; Klauer, C.; Pascual, J.; Vidaurre, C.; Gföhler, M. et al. (2013), «MUNDUS project: MUltimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **10**(1), págs. 1-20 (vid. págs. 14, 31).
- Peppen, R. van; Kwakkel, G.; H. van der Wel, B.; Kollen, B.; Hobbelen, J.; Buurke, J.; Halfens, J.; Wagenborg, L.; Vogel, M.; Berns, M.; Klaveren, R. van; Hendriks, H. y Dekker, J. (2004), «KNGF clinical practice guideline for physical therapy in patients with stroke. Review of the evidence», *Nederlands Tijdschrift voor Fysiotherapie* **114**(5) (vid. pág. 2).
- Peretti, A.; Amenta, F.; Tayebati, S. K.; Nittari, G. y Mahdi, S. S. (2017), «Telerehabilitation: Review of the State-of-the-Art and Areas of Application.», *JMIR rehabilitation and assistive technologies* **4**, e7 (vid. pág. 11).
- Pfurtscheller, G. y Da Silva, F. L. (1999), «Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles», *Clinical neurophysiology* **110**(11), págs. 1842-1857 (vid. pág. 37).
- Poppel, E. (2004), «Lost in time: a historical frame, elementary processing units and the 3-second window», *Acta neurobiologiae experimentalis* **64**(3), págs. 295-302 (vid. pág. 33).
- Quezada, M. (2020), «La realidad del daño cerebral: situación y necesidades de las personas con daño cerebral en España», *Federación Española de Daño Cerebral (FEDACE)* (vid. pág. 2).
- Ramos-Murguialday, A.; Broetz, D.; Rea, M.; Läer, L.; Yilmaz, Ö.; Brasil, F. L.; Liberati, G.; Curado, M. R.; Garcia-Cossio, E.; Vyziotis, A. et al. (2013), «Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study», *Annals of neurology* **74**(1), págs. 100-108 (vid. pág. 44).
- Rios-Lago, M.; Benito-León, J.; Paúl, N. y J, T. (2011), «Neuropsicología del daño cerebral adquirido», en: págs. 311-342 (vid. pág. 1).
- Robotics 2020 Multi Annual Roadmap* (s.f.), The Partnership for Robotics in Europe SPARC – Horizon 2020 (vid. pág. 3).

- Sanchez, R.; Wolbrecht, E.; Smith, R.; Liu, J.; Rao, S.; Cramer, S.; Rahman, T.; Bobrow, J. E. y Reinkensmeyer, D. J. (2005), «A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design», en: *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. IEEE, págs. 500-504 (vid. pág. 31).
- Schalk, G. (2009), «Effective brain-computer interfacing using BCI2000», en: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, págs. 5498-5501 (vid. pág. 37).
- Schmierbach, M.; Xu, Q.; Oeldorf-Hirsch, A. y Dardis, F. E. (2012), «Electronic friend or virtual foe: Exploring the role of competitive and cooperative multiplayer video game modes in fostering enjoyment», *Media Psychology* **15**(3), págs. 356-371 (vid. pág. 9).
- Schultze-Kraft, M.; Birman, D.; Rusconi, M.; Allefeld, C.; Görden, K.; Dähne, S.; Blankertz, B. y Haynes, J.-D. (2016), «The point of no return in vetoing self-initiated movements», *Proceedings of the National Academy of Sciences* **113**(4), págs. 1080-1085 (vid. pág. 44).
- Sharifi, M.; Behzadipour, S. y Tavakoli, M. (2017), «Cooperative modalities in robotic tele-rehabilitation using nonlinear bilateral impedance control», *Control Engineering Practice* **67**, págs. 52-63 (vid. págs. 12, 13).
- Soekadar, S.; Witkowski, M.; Gómez, C.; Opisso, E.; Medina, J.; Cortese, M.; Cempini, M.; Carrozza, M.; Cohen, L.; Birbaumer, N. et al. (2016), «Hybrid EEG/EOG-based brain/neural hand exoskeleton restores fully independent daily living activities after quadriplegia», *Science Robotics* **1**(1) (vid. págs. 32, 33, 37, 38, 42).
- Soekadar, S. R.; Birbaumer, N.; Slutzky, M. W. y Cohen, L. G. (2015), «Brain-machine interfaces in neurorehabilitation of stroke», *Neurobiology of disease* **83**, págs. 172-179 (vid. pág. 44).
- Soekadar, S. R.; Witkowski, M.; Mellinger, J.; Ramos, A.; Birbaumer, N. y Cohen, L. G. (2011), «ERD-based online brain-machine interfaces (BMI) in the context of neurorehabilitation: optimizing BMI learning and performance», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **19**(5), págs. 542-549 (vid. pág. 32).
- Stevens, E.; Emmett, E.; Wang, Y.; C., M. y C, W. (2007), «The burden of stroke in europe, Report», en: (vid. pág. 2).
- Toyama, S.; Takano, K. y Kansaku, K. (2012), «A non-adhesive solid-gel electrode for a non-invasive brain-machine interface», *Frontiers in neurology* **3**, pág. 114 (vid. pág. 37).
- Tsurumi, K.; Itani, T.; Tachi, N.; Takanishi, T.; Suzumura, H. y Takeyama, H. (2002), «Estimation of energy expenditure during sedentary work with upper limb movement», *Journal of occupational health* **44**(6), págs. 408-413 (vid. pág. 48).

- Ushiba, J. y Soekadar, S. (2016), «Brain-machine interfaces for rehabilitation of poststroke hemiplegia», *Progress in brain research* **228**, págs. 163-183 (vid. pág. 44).
- Veerbeek, J. M.; Langbroek-Amersfoort, A. C.; Van Wegen, E. E.; Meskers, C. G. y 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), págs. 107-121 (vid. pág. 31).
- Vitiello, N.; Cempini, M.; Crea, S.; Giovacchini, F.; Cortese, M.; Moisè, M.; Posteraro, F. y Carrozza, M. C. (2016), «Functional design of a powered elbow orthosis toward its clinical employment», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **21**(4), págs. 1880-1891 (vid. pág. 35).
- Weibel, D.; Wissmath, B.; Habegger, S.; Steiner, Y. y Groner, R. (2008), «Playing online games against computer vs. human-controlled opponents: Effects on presence, flow, and enjoyment», *Computers in human behavior* **24**(5), págs. 2274-2291 (vid. págs. 5, 46).
- Witkowski, M.; Cortese, M.; Cempini, M.; Mellinger, J.; Vitiello, N. y Soekadar, S. R. (2014), «Enhancing brain-machine interface (BMI) control of a hand exoskeleton using electrooculography (EOG)», *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **11**(1), págs. 1-6 (vid. págs. 33, 43).
- Wittchen, M.; Krimmel, A.; Kohler, M. y Hertel, G. (2013), «The two sides of competition: Competition-induced effort and affect during intergroup versus interindividual competition», *British Journal of Psychology* **104**(5), págs. 320-338 (vid. pág. 46).
- Zhang, S.; Fu, Q.; Guo, S. y Fu, Y. (2019), «A Telepresence System for Therapist-in-the-Loop Training for Elbow Joint Rehabilitation», *Applied Sciences* **9**(8) (vid. pág. 12).
- Zimmerli, L.; Jacky, M.; Lünenburger, L.; Riener, R. y Bolliger, M. (2013), «Increasing patient engagement during virtual reality-based motor rehabilitation», *Archives of physical medicine and rehabilitation* **94**(9), págs. 1737-1746 (vid. págs. 4, 49).