UCLM

Universidad de Castilla-La Mancha

TESIS DOCTORAL

JUNIO 2025

Sistemas Inmersivos Seguros, Adaptados y Accesibles para la Rehabilitación de los Miembros Superiores en Pacientes con Lesión Medular

Vanesa Herrera Tirado

DIRECTOR

Javier Alonso Albusac Jiménez

Departamento de Tecnologías y Sistemas de la Información



TESIS DOCTORAL

Sistemas Inmersivos Seguros, Adaptados y Accesibles para la Rehabilitación de Miembros Superiores en Pacientes con Lesión Medular



Universidad de Castilla-La Mancha

Junio de 2025

Autor: Vanesa Herrera Tirado

Director: Dr. Javier Alonso Albusac Jiménez

Autor: Vanesa Herrera Tirado
Director: Dr. Javier Alonso Albusac Jiménez
LICENCIA: ©Vanesa Herrera Tirado. La copia y distribución total o parcial de este documento está permitida con fines no comerciales. Todas las copias, totales o parciales, deben citar expresamente el nombre del autor, la Universidad de Castilla-La Mancha, e incluir esta misma licencia. Si se trata de una copia literal, debe añadirse la mención *"copia literal"*. La modificación y traducción de la obra está autorizada con fines no comerciales, siempre que se cite el nombre del autor, la Universidad de Castilla-La Mancha y se indique que el trabajo se basa en la obra original. El trabajo resultante también debe poder reproducirse, distribuirse, comunicarse al público y transformarse en términos similares a los expresados en esta licencia. Este documento ha sido elaborado con LaTeX. Imágenes compuestas con Gimp y PowerPoint.

Resumen

La Lesión de Médula Espinal (LME) es una afección que provoca daño en cualquier parte de la médula, generando la pérdida parcial o completa de funciones sensoriales y/o motoras. Según la localización y el tipo de lesión, puede provocar tetraplejia, que afecta a brazos, manos, tronco, piernas y órganos pélvicos, o paraplejia, que afecta al tronco, las piernas y los órganos pélvicos, pero no a los brazos.

Este tipo de lesión, que afecta a más de 15 millones de personas en todo el mundo, requiere cuidados médicos continuos, incluyendo rehabilitación física y terapia ocupacional adaptada. Estas últimas son fundamentales, ya que buscan proporcionar al paciente la mayor independencia posible en la realización de las actividades cotidianas. Sin embargo, el proceso de rehabilitación es prolongado en el tiempo y, en muchos casos, se basa en ejercicios repetitivos que pueden conducir a la pérdida de motivación y a una menor adherencia al tratamiento. Además, gran parte de la evaluación y seguimiento durante la rehabilitación depende de observaciones subjetivas realizadas por los terapeutas, lo que limita la precisión en la adaptación y ajuste de los ejercicios a las capacidades del paciente.

En este contexto, la Realidad Virtual Inmersiva (RVI) ofrece nuevas oportunidades para optimizar y complementar el proceso de rehabilitación, facilitando la personalización de los ejercicios, aumentando la motivación del paciente y permitiendo la recopilación de datos objetivos extraídos de los ejercicios realizados y el progreso en las sesiones.

No obstante, los estudios actuales reflejan también importantes barreras de accesibilidad y seguridad que deben ser superadas. Entre ellas, la falta de entornos adaptados a las capacidades motoras reales de los pacientes, la escasa consideración de las necesidades de seguridad (por ejemplo, evitando compensaciones posturales o detectando cibermareo), o la ausencia de diseños que integren de forma efectiva retroalimentación multisensorial, interacción accesible y técnicas de gamificación orientadas a la rehabilitación.

Ante estas necesidades, se desarrolla la presente tesis doctoral, cuyo trabajo de investigación plantea como hipótesis principal que la RVI, cuando se diseña bajo criterios de adaptación, accesibilidad y seguridad, y se combina con técnicas de gamificación, puede convertirse en una herramienta eficaz, segura y personalizada para la rehabilitación motora de miembros superiores y tronco en

pacientes con LME.

Para dar respuesta a esta hipótesis, se plantean cuatro preguntas de investigación, orientadas a afrontar las limitaciones y peculiaridades derivadas del uso de RVI para la rehabilitación. En particular, para la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME. Con estas preguntas se aborda de manera integral distintos aspectos como el impacto del nivel de inmersión en la percepción del paciente y el proceso de rehabilitación; los elementos necesarios para adaptar los entornos virtuales a las capacidades motoras individuales y a las necesidades terapéuticas; los factores que dan lugar a entornos accesibles y seguros, así como aquellos que determinan la aceptación de estas tecnologías en contextos clínicos reales, tanto por parte de pacientes como de profesionales de la salud.

Este abordaje integral no debe quedarse únicamente en el plano teórico. Para llevarlo a la práctica, ha sido fundamental una estrecha colaboración con expertos en rehabilitación, biomecánica y terapia ocupacional, así como con pacientes con LME. En particular, el trabajo conjunto con el Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT), centro de referencia en el tratamiento de la lesión medular, ha permitido desarrollar, probar y validar las soluciones propuestas en un entorno clínico real. Este desarrollo ha dado lugar a un sistema de rehabilitación basado en RVI, compuesto por un conjunto de juegos serios terapéuticos diseñados específicamente para las necesidades de pacientes con LME y orientados a la rehabilitación de miembros superiores y tronco. Los juegos inmersivos incluyen una alta parametrización de niveles y dificultades, permitiendo adaptar la experiencia a las características motoras, al grado y tipo de lesión, y a los objetivos terapéuticos. Todo el sistema se apoya en un núcleo funcional que centraliza los tipos de interacción adaptados, la retroalimentación audiovisual y la recopilación estructurada de datos cinemáticos, elementos clave para evaluar el progreso y guiar el proceso de rehabilitación. Además, se ha integrado un módulo de gestión de pacientes que permite configurar sesiones personalizadas, registrar preferencias y almacenar de forma segura el historial completo de cada usuario. El desarrollo y las pruebas llevadas a cabo a lo largo de la investigación se han realizado siempre bajo la supervisión de especialistas en el tratamiento de la lesión medular, garantizando en todo momento la seguridad de los pacientes, así como la accesibilidad y la adaptación de los entornos virtuales a sus capacidades y necesidades individuales.

Abstract

Spinal Cord Injury (SCI) is a condition that causes damage to any part of the spinal cord, resulting in partial or complete loss of sensory and/or motor functions. Depending on the location and type of injury, it may lead to tetraplegia, which affects the arms, hands, trunk, legs, and pelvic organs, or paraplegia, which affects the trunk, legs, and pelvic organs but not the arms.

This type of injury, which affects over 15 million people worldwide, requires continuous medical care, including physical rehabilitation and tailored occupational therapy. These therapies are essential, as they aim to provide patients with the greatest possible independence in performing daily activities. However, the rehabilitation process is often prolonged and, in many cases, relies on repetitive exercises that can lead to loss of motivation and decreased adherence to treatment.

Furthermore, much of the assessment and monitoring during rehabilitation depends on subjective observations made by therapists, limiting the precision in adapting and adjusting exercises to the patient's abilities.

In this context, Immersive Virtual Reality (IVR) offers new opportunities to optimize and complement the rehabilitation process by enabling personalized exercise routines, enhancing patient motivation, and allowing for the collection of objective data derived from the exercises performed and progress in sessions.

Nevertheless, current studies also highlight significant accessibility and safety barriers that need to be addressed. These include the lack of environments adapted to patients' actual motor abilities, limited consideration of safety needs (such as avoiding postural compensations or detecting cybersickness), and the absence of designs that effectively integrate multisensory feedback, accessible interaction, and gamification techniques aimed at rehabilitation.

In response to these needs, this doctoral thesis has been developed. The main research hypothesis is that IVR, when designed based on adaptation, accessibility, and safety criteria, and combined with gamification techniques, can become an effective, safe, and personalized tool for motor rehabilitation of upper limbs and trunk in patients with SCI. To address this hypothesis, four research questions are proposed. These questions aim to tackle the limitations and specific challenges associated with using IVR for rehabilitation, particularly for the upper limbs and trunk in patients with SCI. The questions comprehensively cover aspects such as the impact of immersion level on patients' perception and the rehabilitation

process; the elements required to adapt virtual environments to individual motor capabilities and therapeutic needs; the factors that create accessible and safe environments; and those that determine the acceptance of these technologies in real clinical contexts, both by patients and healthcare professionals.

This comprehensive approach is not intended to remain purely theoretical. To put it into practice, close collaboration has been essential with experts in rehabilitation, biomechanics, and occupational therapy, as well as with patients with SCI. In particular, the joint work with the National Hospital for Paraplegics of Toledo (HNPT), a leading center in the treatment of spinal cord injury, has enabled the development, testing, and validation of the proposed solutions in a real clinical setting.

This development has led to a rehabilitation system based on IVR, consisting of a set of therapeutic serious games specifically designed to meet the needs of patients with SCI, focusing on the rehabilitation of upper limbs and trunk. The immersive games include a high level of parameterization of levels and difficulties, allowing the experience to be tailored to motor characteristics, the degree and type of injury, and therapeutic objectives. The entire system is supported by a core module that manages adapted interaction types, audiovisual feedback, and the structured collection of kinematic data—key elements for assessing progress and guiding the rehabilitation process. Additionally, a patient management module has been integrated, enabling the configuration of personalized sessions, recording of preferences, and secure storage of each user's complete history.

The development and testing conducted throughout the research have always been supervised by specialists in the treatment of spinal cord injury, ensuring at all times the safety of patients, as well as the accessibility and adaptation of virtual environments to their individual capabilities and needs.

Declaración

Declaro que la presente tesis doctoral, titulada *Sistemas Inmersivos Seguros, Adaptados y Accesibles para la Rehabilitación de los Miembros Superiores en Pacientes con Lesión Medular*, es un trabajo original y fruto de mi esfuerzo personal. Este trabajo no ha sido previamente presentado ni evaluado para la obtención de ningún otro título en esta ni en ninguna otra universidad.

Todas las fuentes utilizadas han sido correctamente citadas en el texto mediante referencias bibliográficas.

Asimismo, declaro ser la autora principal de los trabajos utilizados en esta tesis doctoral por compendio de publicaciones. En este sentido, se han considerado las siguientes publicaciones en revistas científicas indexadas:

- V. Herrera, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, A. de los Reyes, C. Glez-Morcillo, J. Albusac. *Rehab-Immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation*, SoftwareX, volume 23, 2023. Q2. IF: 2.5 [42], https://doi.org/10.1016/j.softx.2023.101412.

- V. Herrera, J. Albusac, E. Angulo, C. Glez-Morcillo, A. de Los Reyes-Guzman, D. Vallejo. *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment*. IEEE Access, vol. 12, 2024 . Q2. IF: 3.4 [46], http://dx.doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3519731.

- V. Herrera, J. Albusac, J. J. Castro-Schez, C. Glez-Morcillo, D. N. Monekosso, S. Pacheco, R. Perales, A. de los Reyes-Guzmán . *Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment*. Virtual Reality, volume 29, 2025. Q1. IF: 3.2 [50], http://dx.doi.org/10.1007/s10055-024-01078-w.

A mis hijos, Javi y Pedro,
gracias por enseñarme a vivir.

Agradecimientos

Desde el comienzo de mi andadura en este camino, no destino, he sido consciente de la suerte que tengo con la vida que me ha tocado vivir. Se trata de un camino largo, muy largo, que comenzó con el primer flechazo que sentí por la investigación y la docencia. Camino de casi dos décadas, que me llevó por sitios que no tenía previstos ni planificados. Pero así es la vida, caprichosa, desordenada e imprevisible.

Con el tiempo asumí que hay cosas que están fuera de mi alcance. Sin embargo, también comprendí que hay otras sobre las que tengo pleno control. No vale la pena compadecerse por aquello que no fue, mientras uno no haga lo que esté en su mano. En este camino, largo pero corto a la vez, tengo mucho que agradecer. Quiero que quede claro que el orden no altera el producto y las gracias que doy son multiplicativas.

Gracias a mi director de tesis, Javi, que me ha guiado desde el primer día hasta el último. Que me ha dado consejos con la plena libertad de cogerlos o dejarlos pasar. Gracias por la confianza depositada en mí, esa que en muchas ocasiones a mí me ha faltado. He aprendido mucho, no sólo académicamente hablando.

Gracias al personal clínico y a todos y cada uno de los pacientes del Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo. Sin vosotros no habría sido posible realizar esta tesis. En especial, gracias a la Unidad de Biomecánica y a Ana, por su trabajo, por abrirme los ojos como profesional, por cuidar cada detalle y por implicarse más allá de lo estrictamente necesario. No sólo me llevo una gran experiencia formativa y de valores sino una nueva amistad.

A mi familia, tan pequeña y tan grande. Gracias a los referentes que he tenido, referentes en casa, mujeres y hombres que son pilares en mi vida.

Gracias a mi padre, seguramente sin ti no me habría atrevido a “tirarme a la piscina”. Recuerdo ese café que con recelo te conté la posibilidad de retomar mi sueño, pero que tenía miedo. Miedo a dejar una estabilidad sin saber dónde me iba a llevar este camino, arrastrando a mi familia a ello. Gracias por decirme que no llegue a la vejez y me arrepienta de lo que no he hecho, sólo de aquello que hice. Gracias por ofrecerme tus espaldas para cargar con todo aquello que sin pedírtelo, has podido aligerar a las mías. Gracias padre, por el resto de cafés que me han quitado ojeras y me han dado perspectiva.

Madre, cómo no agradecerte el estar siempre ahí. Gracias por enseñarme

a ser autónoma, gracias por acompañarme siempre, gracias por ayudarme sin necesidad de pedirte ayuda, gracias por ser un referente de fortaleza y amor. Gracias por quitar importancia a las cosas que realmente no la tienen, por reírte de la vida aunque no tengas ganas de reír.

Hermana, mi amiga desde que nací, mi compañera de risas y llantos. Gracias por estar siempre a mi lado, incluso cuando no estamos juntas. Mujer fuerte, que no se ha dado nunca por vencida, ¡qué orgullosa estoy de ti! Tantos años y tantas etapas que espero seguir disfrutando contigo.

Tita Feli, Tuchi, qué suerte tengo de teneros en mi vida. Titas mías y titas de mis hijos, mujeres empoderadas, cariñosas, trabajadoras, generosas, justas y congruentes con vuestros ideales. Me habéis enseñado a estrujar la vida, a disfrutar de cada momento. Gracias por cuidarme desde niña y seguir cuidándome ahora.

Gracias a mi familia que conocí en la adolescencia y que ha crecido con el paso de los años. Maribel, Maribellilla, Jesu, Laura, Toño y Rafa, gracias por dejarme formar parte de vuestra vida, por crecer a vuestro lado. En especial a ti, Maribel, que me abriste las puertas de tu casa de par en par y tantas horas hemos compartido. Gracias por tantas charlas y por todas las que están por venir.

Gracias sobrinas, todas mujeres, todo futuro, por recordarme lo que es la niñez, por hacerme tita y sentirme tita. Sois el mejor legado y la alegría de la casa.

A mis hijos Javi y Pedro, os debo tantos agradecimientos como disculpas. Agradeceros el tener paciencia conmigo, por saber cuándo sacar una sonrisa, por no tener en cuenta esos días en los que mi cabeza es una tormenta, por los abrazos que me hacen volver a la tierra y ser consciente de lo que realmente importa en esta vida. Os pido perdón por el tiempo robado, por los momentos que me he quitado de poder estar con vosotros. Sois lo mejor que he hecho en la vida, lo que hace que el resto de las cosas cobre sentido. Gracias, hijos, por enseñarme mucho más de lo que yo podré enseñaros.

A mi compañero de vida, te devuelvo el agradecimiento que me escribiste en tu tesis hace ya más de 15 años. Gracias por pasar conmigo una adolescencia, una juventud, una madurez y espero que muchos años más. Estos 28 años se me han pasado como un suspiro con sus buenos y malos momentos, creo que aún nos queda mucho por descubrir y por vivir juntos. Gracias por anteponer mi felicidad a los planes establecidos. Gracias por todos y cada uno de los momentos vividos.

A mi familia que ya no está pero que sigue presente. Abuelos Adolfina, Pilar, Paco y Pedro gracias por allanar el camino, gracias por luchar guerras que sabíais que no ibais a ganar. Esta "gitanilla" quería daros las gracias por tener la libertad de estar hoy aquí, haciendo lo que quiero y como quiero. Vuestra vida fue lucha, constancia, esperanza y trabajo duro, llena de luces y sombras. Hoy seguís caminando conmigo porque vuestra voz reverbera en las luces de mi infancia y en la garganta de mis padres.

A mis amigos, nunca pensé redescubrir la amistad en esta etapa de mi vida y, sin embargo, es ahora cuando entiendo lo que es realmente. A todos y todas, por los cafés, partidos de fútbol, pistas, parques, Halloween, escapadas y alguna

que otra caña. Ana, Sonia, Marta, Fernando, Manolo, Antonio y Salva, por esos momentos que te hacen disfrutar y estar tan a gusto, por esas risas sin control y por hacerme ver el mundo desde otra perspectiva. Os debo una ronda... a ti también, Rafa. Gracias Violeta, por ese punto de humor ácido y perspicaz, esa frescura que hace que una nunca envejezca, gracias por estar siempre. Mari Carmen, gracias por tanto y tantas veces, por todo lo que hemos hablado y callado, por hacerme sentir una más de tu familia. Gracias por esa comunicación que sólo necesita de miradas.

A los que despertaron en mí el amor por la docencia, a los profesores que se convirtieron en amigos. Al grupo ORETO, que me hizo formar parte de su mundo hace "algo más" de un par de años. Gracias Ester, Luis, Carmen, por ser referentes y por acogerme con tanto cariño. Pepe, te debo tantas cañas que tendremos que repartirlas en varias quedadas, ejemplo de profesor, investigador y amigo. Carlos, David, por hacer que no pasen los años, por el compromiso y la amistad.

Gracias al grupo AIR, por apostar por mí, por ser tan generoso conmigo, por la calidad del trabajo, por acoger todas las ideas. Espero estar a la altura.

"Gracias a la vida, que me ha dado tanto..."

Índice general

Abstract iv

Declaración vi

Agradecimientos viii

Índice de tablas xiii

Índice de figuras xiv

Acrónimos xvii

1 Introducción y contexto 3

1.1 Introducción 3

1.2 Panorama general y contexto 7

2 Antecedentes y motivación 12

2.1 Antecedentes 12

2.1.1 Nivel de inmersión 12

2.1.2 Mecanismos de interacción 13

2.1.3 Adaptación y gamificación 14

2.1.4 Obtención y almacenamiento de datos cuantitativos 16

2.2 Motivación 17

3 Hipótesis, objetivos y preguntas de investigación 20

3.1 Hipótesis 20

3.2 Preguntas de investigación 20

3.3 Objetivos 21

3.3.1 Objetivo general 21

3.3.2 Objetivos específicos 22

4 Plan de trabajo 27

5 Resultados 32
5.1 Artículos publicados que forman parte del compendio 33
5.2 Otros artículos publicados en revistas científicas indexadas 95
5.3 Congresos nacionales e internacionales 103
5.3.1 Congresos nacionales 103
5.3.2 Congresos internacionales 108
5.4 Capítulo de libro 114
5.5 Reconocimientos y premios 115

6 Discusión 119
6.1 Pregunta de investigación 1. Nivel de inmersión 120
6.1.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P1 125
6.2 Pregunta de investigación 2. Adaptación 126
6.2.1 Juegos serios para la rehabilitación 127
6.2.2 Adaptación de la intensidad y dificultad del ejercicio 132
6.2.3 Configuración de la ubicación de objetos virtuales 135
6.2.4 Mecanismos de interacción personalizables 144
6.2.5 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P2. 147
6.3 Pregunta de investigación 3. Accesibilidad y seguridad 148
6.3.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P3 157
6.4 Pregunta de investigación 4. Aceptación 158
6.4.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P4 167

7 Conclusiones y trabajo futuro 171
7.1 Validación de la hipótesis 174
7.2 Limitaciones y trabajo futuro 175

Bibliografía 177

Índice de tablas

5.1 Tabla resumen de los artículos científicos incluidos en el compendio de la tesis doctoral. **33**

5.2 Tabla resumen de artículos publicados en revistas científicas indexadas y que no forman parte del compendio de la tesis. **95**

5.3 Publicaciones en actas de congresos nacionales. Se indica referencia bibliográfica, título, congreso y año. **104**

5.4 Publicaciones en actas de congresos internacionales. Se indica referencia bibliográfica, título, conferencia, año y categoría. **109**

6.1 Características de interacción de los juegos serios desarrollados para la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME **132**

6.2 Puntuaciones del cuestionario VRSQ en participantes sanos (P001-P005), comparando tecnologías inmersivas (Meta Quest 2) y no inmersivas LMC. **154**

6.3 Puntuaciones del cuestionario VRSQ en pacientes (P1–P6) y participantes sanos (H1–H6), comparando tecnologías inmersiva (RVI) y no inmersiva (RVNI). **156**

6.4 Resultados del cuestionario SUS para participantes sanos, comparando tecnologías inmersiva (Meta Quest 2) y no inmersiva (LMC) **162**

6.5 Análisis de la velocidad media (cm/s) del patrón de movimiento en las tres variantes de figura, comparando sujetos sanos y pacientes con LME. **165**

6.6 Resumen estadístico de la evaluación de usabilidad y aceptación del sistema DSS aplicada a pacientes. **166**

Índice de figuras

1.1 Escala ASIA. 3
1.2 Paraplejia o tetraplejia en función del nivel de la lesión. 4
1.3 Hospital Nacional de Paraléjicos de Toledo, España. 8

3.1 Necesidades a cubrir para dar respuesta a las cuatro preguntas de investigación. 21
3.2 Relación entre las preguntas de investigación y los objetivos parciales planteados en la tesis. 24

4.1 Planificación de las tareas de la tesis doctoral 27

5.1 Cronograma de las publicaciones relacionadas con la tesis 32
5.2 Imagen de los guantes hápticos pertenecientes al artículo *Innovative haptic-based system for upper limb rehabilitation in visually impaired individuals: a multilayer approach*. 96
5.3 Imagen de la arquitectura publicada en el artículo *Innovative haptic-based system for upper limb rehabilitation in visually impaired individuals: a multilayer approach*. 97
5.4 Imagen de la arquitectura publicada en el artículo *Explainable AI-driven decision support system for personalizing rehabilitation routines in stroke recovery*. 99
5.5 Imágenes de la sesión de evaluación recogidas en el artículo *Explainable AI-driven decision support system for personalizing rehabilitation routines in stroke recovery*. 99
5.6 Datos capturados por el modelo propuesto en el artículo *An Adaptive Fatigue Detection Model for Virtual Reality-Based Physical Therapy*. 101
5.7 Interfaz de usuario del sistema propuesto en el trabajo *An Adaptive Fatigue Detection Model for Virtual Reality-Based Physical Therapy*. 101
5.8 Gestos manuales utilizados para la interacción con el entorno virtual, contenidas en el trabajo *Enhancing Hand Interactions and Accessibility in Virtual Reality Environments for Users With Motor Disabilities: A Practical Case Study on VR-Shopping*. 103

5.9 Imagen incluida en el capítulo de libro *Comparative Evaluation of Non-immersive and Immersive Approaches for Upper Limb Rehabilitation*. **115**

6.1 Imagen incluida en la publicación *Performance Analysis for Upper Limb Rehabilitation in Non-Immersive and Immersive Scenarios*. . . **123**
6.2 Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P1 - Nivel de inmersión. **126**
6.3 Versión virtual del test BBT en RVI **128**
6.4 Captura del juego serio *Portero de Balonmano*, destinado a rehabilitación de miembro superior y tronco en pacientes con LME **129**
6.5 Juego de serio *Explorador* basado en RVI **130**
6.6 Captura del juego serio *Colores* basado en RVI **131**
6.7 Juego serio *Alimentos*, basado en RVI **131**
6.8 Puntuaciones medias en las preguntas Q6-Q10, relacionadas con el proceso de calibración del entorno virtual (escala Likert 1-5) . . . **138**
6.9 Zonas de ejecución de los ejercicios de rehabilitación en el entorno virtual **139**
6.10 Propiedades del entorno de RVI diseñado para la evaluación del proceso de reajuste automático **141**
6.11 Distribución por cuadrantes de objetos virtuales antes y después del reajuste automático **143**
6.12 Distintos tipos de agarres reconocidos en el juego serio BBT adaptados al volumen del bloque **146**
6.13 Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P2 - Adaptación de los entornos de rehabilitación basados en RVI. **148**
6.14 Menús de los juegos serios inmersivos para la rehabilitación de miembros superiores y tronco. **150**
6.15 a) Participante realizando el ejercicio en la plataforma Rehab-Immersive. b) Captura de pantalla tomada del grabador de video para mostrar el momento en que el módulo de detección de fatiga generó una alerta. **152**
6.16 Puntuaciones medias en el cuestionario VRSQ para participantes sanos, comparando tecnología inmersiva y no inmersiva. **155**
6.17 Puntuaciones medias en el cuestionario VRSQ para participantes sanos y con LME en entorno inmersivo. **156**
6.18 Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P3 - Accesibilidad y seguridad de los entornos de RVI para la rehabilitación. **158**
6.19 Representación de trayectorias en el test BBT **160**
6.20 Resultado del BBT: número de bloques movidos correctamente en un entorno real y uno inmersivo desarrollado **161**

6.21 Distribución de los movimientos de la mano derecha dividida en cuatro cuartiles. **163**
6.22 Trayectoria realizada en el juego *Explorador* **165**
6.23 Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P4 - Factores que influyen en la aceptación de entornos de RVI en rehabilitación en RVI. **168**

Acrónimos

Siglas

ACV Accidente Cerebrovascular 12, 15
AIR Artifical Intelligence and Rendering 7
AP Percepción de la Actividad 167
API Application Programming Interface 145
ASIA American Spinal Injury Association xiv, 3

BBT Box and Block Test xv, 17, 115, 120, 122–125, 128, 132, 134, 136–138, 146, 151, 152, 155, 160, 161, 164, 176

CL Carga Cognitiva 167

DDS Decision Support System - Sistema de Soporte a la decisión 135

EPS Extrapersonal Space - Área extrapersonal 121

GE Elementos de Interfaz 167

HMD Head Mounted Display 6, 14, 16, 121, 140, 143
HNPT Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo iii, 7, 8, 17, 23, 27–29, 120, 123, 129, 130, 132, 134–136, 142, 147, 152, 160, 163, 164, 167, 171, 175

IA Inteligencia Artificial 5, 23, 29, 98, 171
IAE Inteligencia Artificial Explicable 135
IF Índice de Impacto 33, 95
IRMf Imagen por Resonancia Magnética funcional 176

JCR Journal Citation Reports 32, 33, 67, 102, 103

LMC Leap Motion Controller xiii, 9, 13, 14, 17, 115, 122, 124, 154, 155, 161, 162
LME Lesión de Médula Espinal ii, iii, xiii, xv, 3, 6–8, 12, 17, 20–22, 27, 28, 103, 119, 121, 122, 124–130, 132, 134, 135, 139, 140, 142, 144–150, 152, 153, 155–157, 160, 162–167, 171–176

O1 Objetivo 1 22, 96, 159
O1.1 Objetivo 1.1 22, 28, 100
O1.2 Objetivo 1.2 22, 28, 124
O1.3 Objetivo 1.3 22, 28, 98, 100, 102, 126, 149
O2 Objetivo 2 22, 120, 149, 151
O2.1 Objetivo 2.1 22, 28, 120, 121
O2.1.1 Objetivo 2.1.1 22, 121
O2.1.2 Objetivo 2.1.2 22, 121, 159
O2.1.3 Objetivo 2.1.3 22, 96, 121, 159
O2.2 Objetivo 2.2 22, 28, 120, 122, 160
O2.2.1 Objetivo 2.2.1 22, 122
O2.2.2 Objetivo 2.2.2 22, 122
O2.2.3 Objetivo 2.2.3 22, 122, 159
O2.3 Objetivo 2.3 22, 28, 122, 128, 160
O3 Objetivo 3 23
O3.1 Objetivo 3.1 23, 28, 29, 98, 100, 102, 150, 159
O3.2 Objetivo 3.2 23, 29, 125, 136, 149
O3.3 Objetivo 3.3 23, 149
O3.4 Objetivo 3.4 23, 28, 102, 127, 149
O4 Objetivo 4 23, 96, 153
O4.1 Objetivo 4.1 23, 28, 100, 103, 136, 151
O4.2 Objetivo 4.2 23, 136, 151
O4.3 Objetivo 4.3 23, 28, 125, 159

O4.4 Objetivo 4.4 23, 28, 29, 98, 151
O5 Objetivo 5 23, 98
O5.1 Objetivo 5.1 23, 28, 29, 103, 122, 153, 159
O5.2 Objetivo 5.2 23, 28, 29, 100, 159
OWA Ordered Weighted Averaging 152

P1 Pregunta de investigación 1 xii, 21, 121, 125, 126
P2 Pregunta de investigación 2 xii, 21, 132, 147
P3 Pregunta de investigación 3 xii, 21, 157, 158
P4 Pregunta de investigación 4 xii, 21, 167
P5 Pregunta de investigación 5 144
PPS Peripersonal Space - Área peripersonal 121, 126, 136, 138, 141, 146, 149, 166

Q1 Primer cuartil 33, 67
Q2 Segundo cuartil 33, 42, 95, 102
Q3 Tercer cuartil 95

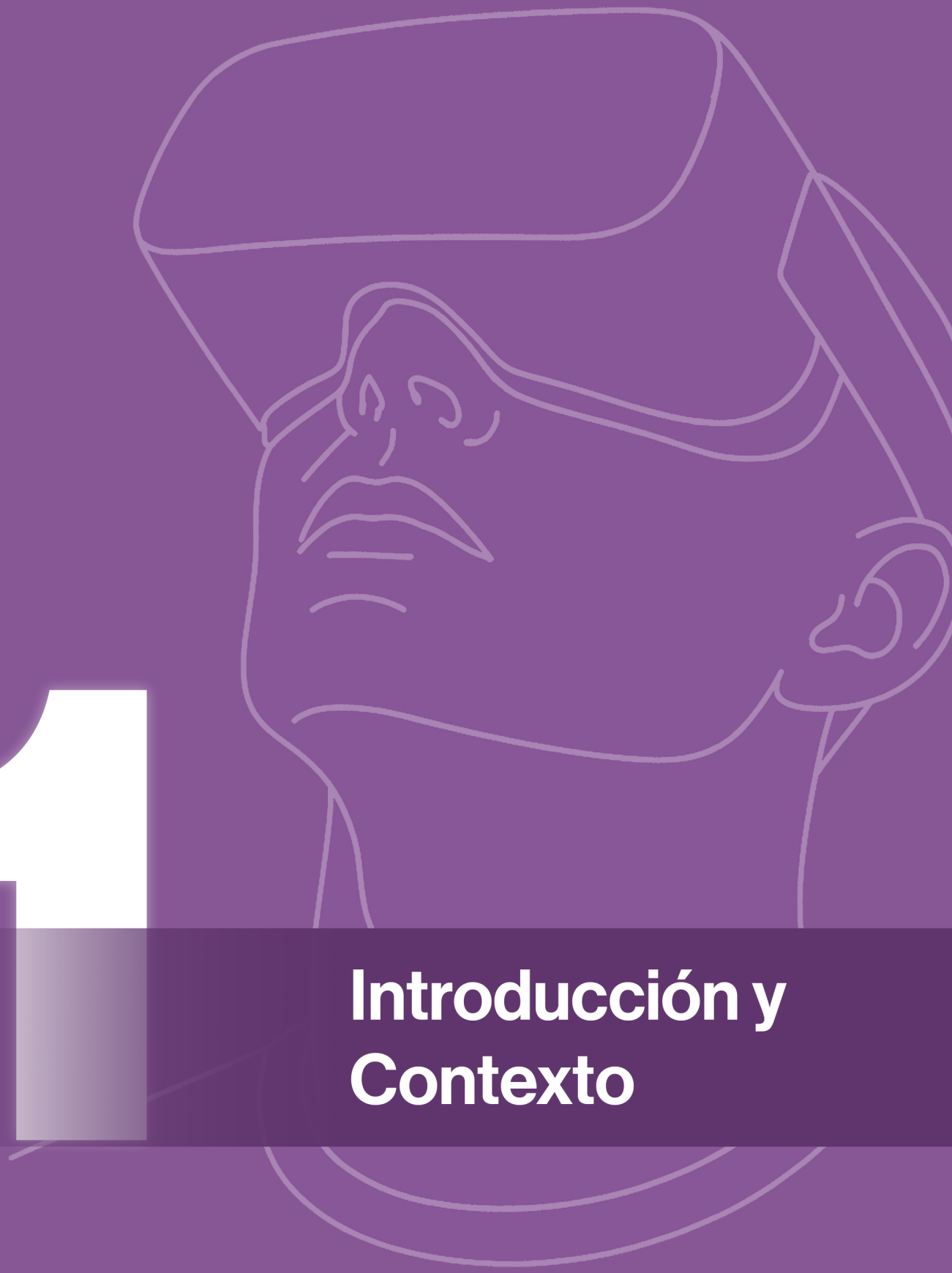
RM Realidad Mixta 176
ROM Rango de Movimiento 9, 16, 23, 28, 33, 124–126, 136–142, 144, 147, 149, 164, 166, 171
RV Realidad Virtual 5, 6, 12–17, 21, 22, 96, 98, 120, 123, 125, 153, 159, 161, 162
RVI Realidad Virtual Inmersiva ii, iii, xv, xvi, 12–17, 20–23, 28, 100, 119–133, 138, 141, 144, 146–149, 151, 153, 157–159, 161, 167, 168, 171, 174–176
RVNI Realidad Virtual No Inmersiva 14, 17, 120, 122, 124, 125, 132

SDK Software Development Kit 121, 145
SSQ Simulator Sickness Questionnaire 153
SUS System Usability Scale xiii, 123, 124, 161, 162, 173

TAM Aceptación Tecnológica 167
TO terapia ocupacional 4

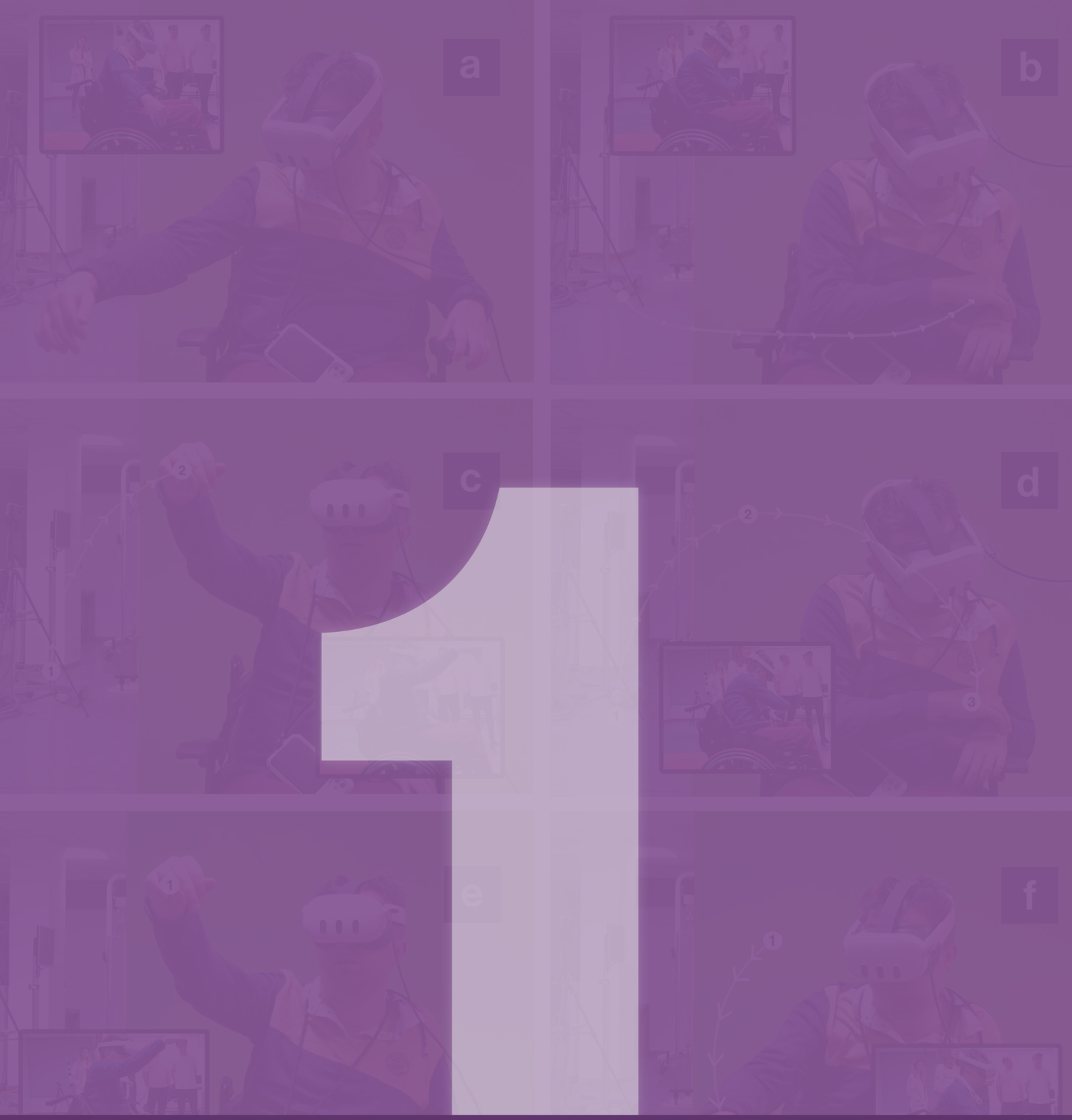
UCLM Universidad de Castilla-La Mancha 7
UT Utilidad 167

VRSQ Virtual Reality Sickness Questionnaire xiii, xv, 123, 153–157, 173



1

Introducción y Contexto



1

Capítulo

1. Introducción y contexto

1.1 Introducción

La Lesión de Médula Espinal (LME) es una condición médica grave que resulta de un daño en la médula espinal, ya sea por trauma, enfermedad o degeneración. La lesión provocada interrumpe la comunicación entre el cerebro y el cuerpo, lo que conduce a una pérdida parcial o completa de la función motora, sensorial y autónoma por debajo del nivel de la lesión. Entre las consecuencias debidas a una LME se encuentran la pérdida de movilidad y de musculatura, alteraciones sensoriales, espasticidad, problemas pulmonares y cardiovasculares, así como trastornos depresivos [100, 107]. Estas consecuencias dependen tanto del nivel donde se produce la lesión como de su gravedad. Según la escala ASIA (ver Figura 1.1), la lesión se clasifica en cinco niveles (A-E), que van desde una lesión completa (ASIA A) hasta una lesión sin déficit motor o sensitivo (ASIA E) [38].

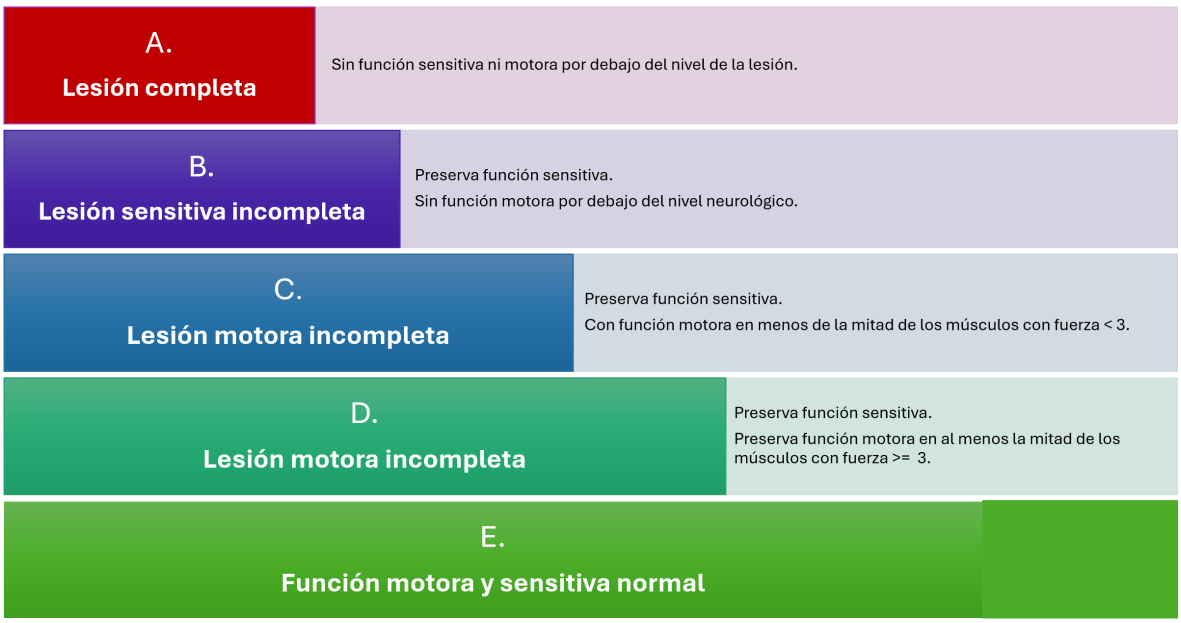


Figura 1.1: *Escala ASIA para la clasificación neurológica de las lesiones medulares.*

En el caso de lesiones producidas en la zona cervical, se produce una tetra-

plejia (o cuadriplejia) que afecta a la funcionalidad de los miembros inferiores, superiores y tronco (ver Figura 1.2). Así, una lesión al nivel C4 tiene como resultado una funcionalidad muscular mínima, mientras que C5 y C6 permiten cierta movilidad del hombro y flexión del codo [70], y de la extensión de la muñeca. Esta última permite el agarre por tenodesis. La pinza tenodésica es un movimiento biomecánico en el que la extensión activa de la muñeca genera una tensión pasiva en los tendones flexores de los dedos, provocando su cierre y permitiendo un agarre funcional entre el pulgar y los dedos [55]. Se trata de un tipo de agarre muy utilizado entre los pacientes con LME que disponen de poca motricidad fina.

Por otro lado, en los niveles C7 y C8, los pacientes experimentan un mayor control del hombro y del brazo, lo que permite movimientos más complejos.

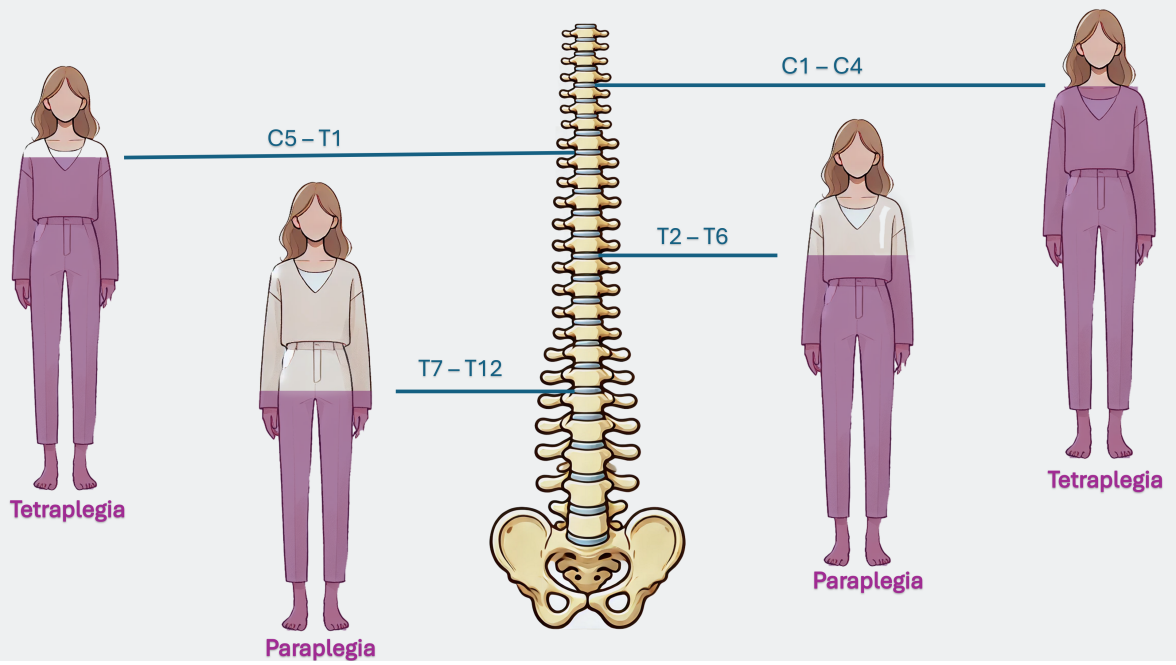


Figura 1.2: *Tipo de lesión dependiendo de las vértebras afectadas. De izquierda a derecha: Tetraplejia por lesión entre la cervical 5 (C5) y torácica 1 (T1); Paraplejia por lesión entre la torácica 7 (T7) y torácica 12 (T12); Paraplejia por lesión entre la torácica 2 (T2) y torácica 6 (T6); y Tetraplejia por lesión entre la cervical 1 (C1) y cervical 4 (C4).*

En este contexto, la rehabilitación es esencial para mejorar la fuerza muscular y la función de brazos y manos, así como evitar posibles complicaciones futuras. La terapia ocupacional (TO) es un tratamiento especializado que ayuda a los pacientes a ganar autonomía e independencia en todos los aspectos de sus vidas, adaptando entornos y utilizando actividades para mejorar la salud física y psicológica, así como la máxima independencia funcional [89].

Estas diferencias ponen de manifiesto la importancia de una rehabilitación adaptada a las necesidades específicas de cada paciente. Necesidades que, en el caso de la recuperación de la funcionalidad en los miembros superiores y el tronco, son especialmente críticas, ya que impactan directamente en la autonomía

y calidad de vida de las personas afectadas [10].

Junto con la necesidad de adaptación, la rehabilitación en pacientes con LME requiere de un abordaje temprano para prevenir complicaciones secundarias, como contracturas articulares, pérdida de fuerza muscular o disminución de la densidad ósea. La rehabilitación se convierte, por tanto, en un proceso costoso, agotador y prolongado en el tiempo, que abarca desde la fase aguda de hospitalización hasta la etapa crónica [80].

Dada la complejidad del proceso de rehabilitación en pacientes LME es necesario un enfoque interdisciplinario, compuesto por la familia del paciente, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, dietistas, psicólogos, logopedas y otros especialistas [105]. Durante este proceso, los ejercicios realizados van dirigidos a la recuperación de la movilidad, el fortalecimiento muscular y la mejora de la coordinación. Con ello, se pretende que el paciente obtenga la mayor autonomía posible para la realización de las actividades diarias, objetivo principal de la terapia ocupacional [10]. Sin embargo, la naturaleza repetitiva de estos ejercicios, junto con la duración prolongada del tratamiento, puede llevar a una falta de motivación y adhesión por parte del paciente [8]. Estudios han demostrado que pacientes motivados muestran una mayor participación activa en su recuperación, lo que se traduce en una mejora significativa tanto en la dimensión física como mental de su bienestar [64].

Teniendo en cuenta estas limitaciones, la rehabilitación tradicional ha experimentado una transformación significativa, adaptándose e integrando tecnologías innovadoras con el objetivo de mejorar la eficacia del tratamiento, la personalización de las terapias y la motivación del paciente. Tecnologías emergentes como la robótica [51, 34], la Inteligencia Artificial (IA) [109] o la Estimulación Cerebral Profunda [57], permiten abordar la rehabilitación con nuevos enfoques. Entre estas tecnologías, la RV aparece como una herramienta revolucionaria dentro de la rehabilitación. La posibilidad de crear entornos personalizados ha demostrado ser especialmente efectiva en relación al aumento de la motivación y participación del paciente [53], la mejora de la función motora [93, 76], la reducción del dolor [37, 39], y la disminución de síntomas de ansiedad y depresión [65]. Además, permite un seguimiento y medición objetiva del progreso por parte del especialista, incluso de manera remota [58]. En este punto, hay que tener en cuenta que el grado de inmersión afecta a la calidad de la interacción y de la percepción espacial.

Los entornos no inmersivos, al limitar la sensación de presencia, pueden afectar la efectividad del tratamiento al reducir el compromiso del paciente y la precisión de los movimientos. Esto hace necesario explorar soluciones totalmente inmersivas (RVI), cuyo impacto en la rehabilitación será abordado en el siguiente capítulo.

Adicionalmente, junto a los beneficios que aporta el uso de Realidad Virtual (RV) en el proceso de rehabilitación, se encuentra la gamificación. La gamificación se refiere al uso de elementos, dinámicas y mecánicas propias del juego en contextos no lúdicos, con el objetivo de motivar, involucrar y mejorar la experiencia del usuario en actividades que tradicionalmente no están asociadas al juego,

como la educación, el trabajo o la rehabilitación física [23]. Este enfoque se utiliza habitualmente en el diseño de los denominados juegos serios, los cuales son sistemas interactivos cuyo propósito principal no es el entretenimiento [74]. En el campo de la rehabilitación, investigaciones como la realizada por [111] demuestran que la gamificación, al incorporar elementos como recompensas, desafíos y objetivos, mejora la motivación y el compromiso de los pacientes en el proceso de rehabilitación. Otros beneficios de los entornos de rehabilitación gamificados en el ámbito de la RV son la reducción del cibermalestar y la mejora de la participación del usuario, tal y como exponen Zorzi et al. [110].

No obstante, la existencia de una herramienta prometedora no asegura su uso universal. Para que la RV pueda ser utilizada por usuarios con distintas capacidades motoras y psicológicas, es necesario garantizar tres aspectos fundamentales: accesibilidad, inclusión y un entorno virtual seguro [18, 78, 90].

En el caso específico del uso de RV en el proceso de rehabilitación de pacientes con tetraplejia, la primera barrera de accesibilidad se encuentra en los mecanismos de interacción tradicionales, como los joysticks y controladores. El manejo de estos dispositivos requiere de un control preciso y una motricidad fina, capacidades que suelen verse afectadas tras una lesión medular. Para superar este desafío, cabe pensar en el uso de las propias manos como mecanismo principal de interacción. Gracias a la aparición del seguimiento de manos mediante las cámaras integradas en los visores de RV (Head Mounted Display (HMD)) es posible una interacción más intuitiva y natural, eliminando la necesidad de dispositivos externos y facilitando la participación de usuarios con movilidad reducida [13]. Sin embargo, la mayoría de los pacientes con LME no pueden realizar estos gestos[1].[2]

Además de la barrera que supone el uso del mecanismo de interacción, para que la RV sea una herramienta efectiva en la rehabilitación de los miembros superiores, es necesario diseñar entornos virtuales que se adapten a las capacidades motoras de cada paciente. Esto implica considerar aspectos como la intensidad, el tipo de ejercicio y la ubicación espacial de los elementos en el entorno virtual. Junto con la adaptación de los mecanismos de interacción y del entorno, las aplicaciones de rehabilitación basada en RV deben diseñarse teniendo en cuenta los principios por los cuales estos entornos favorecen la motivación del paciente. Un aspecto clave es la incorporación de retroalimentación sensorial aumentada, que incluye estímulos visuales, auditivos y hápticos, para mejorar la precisión y el control de los movimientos. Considerando además, factores psicofisiológicos como la motivación y la atención que optimizan el aprendizaje motor y la retención de habilidades [24].

Por último, es fundamental que las soluciones tecnológicas no solo sean eficaces, sino también seguras. Una herramienta que no garantice la seguridad del paciente no puede considerarse funcionalmente válida. El entorno debe propiciar una ejecución segura del ejercicio, evitando sobreesfuerzos, compensaciones no deseadas o situaciones que puedan interferir con el proceso de rehabilitación.

[1] https://www.meta.com/es-es/help/quest/290147772643252/. Consultado el 20-05-2025.
[2] https://support.apple.com/en-us/117741. Consultado el 20-05-2025.

Para ello, se debe de evaluar la idoneidad de cada paciente para realizar los ejercicios propuestos, considerando también los posibles efectos secundarios asociados al uso de entornos virtuales. Entre estos efectos, uno de los más frecuentes es el cibermareo [60], que puede comprometer la tolerancia a la experiencia inmersiva.

1.2 Panorama general y contexto

Esta tesis doctoral surge como un proyecto destinado a contribuir a la solución de un problema actual dentro del programa de doctorado en Tecnologías de la Información Avanzadas en la Universidad de Castilla-La Mancha (UCLM) y desarrollada dentro del grupo de investigación Artifical Intelligence and Rendering (AIR). Una de las principales líneas de investigación del grupo AIR es la aplicación de tecnologías innovadoras en el ámbito de la salud.

En este contexto, y gracias a colaboraciones previas con el HNPT, se plantea la oportunidad de investigar el diseño, desarrollo y evaluación de entornos inmersivos basados en juegos serios como complemento a la terapia convencional. En concreto, se propone un abordaje integral centrado en el diseño y desarrollo de entornos inmersivos para la rehabilitación del tronco y los miembros superiores en pacientes con LME de nivel cervical. Estos entornos son estudiados y evaluados desde distintas perspectivas multidisciplinares, con un enfoque centrado en el paciente y considerando la adaptación, la accesibilidad y la seguridad como ejes fundamentales del proceso.

Esta investigación se ha desarrollado en el contexto del proyecto REHAB-IMMERSIVE (2020 -2025), financiado por el MCIN y la Agencia Estatal de Investigación (AEI). Se trata de un proyecto coordinado con el HNPT que integra dos subproyectos complementarios (PID2020-117361RB-C21 y PID2020-117361RB-C22). El subproyecto C21, liderado por la UCLM, se centró en el desarrollo técnico de una plataforma de rehabilitación basada en realidad virtual inmersiva y captura de movimiento, implementando un núcleo modular, terapias adaptativas y un sistema en la nube para acceso remoto. Paralelamente, el subproyecto C22, coordinado por el HNPT, validó clínicamente la herramienta en pacientes con lesión medular, evaluando su eficacia mediante análisis funcionales y pruebas de neuroimagen. Juntos, estos esfuerzos permitieron crear una solución innovadora para mejorar la rehabilitación motora de miembros superiores, combinando ingeniería biomédica, diseño y desarrollo de sistemas inmersivos interactivos, adaptados, seguros y accesibles, así como inteligencia artificial para la creación de terapias personalizadas acordes a las limitaciones individuales de cada paciente, todo ello con especial foco en la monitorización objetiva de progresos.

El proyecto nacional *Desarrollo, implementación y despliegue en la nube de la plataforma REHAB-IMMERSIVE para la rehabilitación de los miembros superiores* (PID2020-117361RB-C21) está financiado con 153.670,00 € a 4 años (01/09/2021 hasta 31/08/2025), dentro del marco de Proyectos Coordinados de I+D+i. Modalidades Generación del Conocimiento y Retos de Investigación

2020, por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.

La necesidad de esta investigación queda evidenciada al examinar el impacto de las LME. Como se detalló en la sección Sección 1.1, estas lesiones neurológicas dan lugar a déficits multisistémicos que van más allá de lo puramente clínico. Para comprender la problemática y la necesidad de desarrollar nuevos tratamientos para pacientes con LME, es necesario contextualizar el impacto clínico y social derivado de esta lesión neurológica.

Las secuelas debidas a una LME representan un hándicap para los sistemas sanitarios a nivel global, ya que estas lesiones derivan en una disminución de la capacidad funcional en los afectados.

A nivel mundial, datos aportados por la Organización Mundial de la Salud, la lesión medular se presenta con una prevalencia estimada en 15.4 millones de casos [108] y una incidencia anual que oscila entre 40-80 nuevos casos por millón de habitantes. En el contexto español, los datos epidemiológicos revelan una incidencia anual de 12-20 casos por millón de habitantes, con una prevalencia estimada entre 350-380 casos por millón de población [94]. Tanto las cifras globales como locales subrayan la importancia de encontrar terapias innovadoras que mejoren la calidad de vida y la recuperación funcional de este colectivo.

Para abordar las necesidades específicas de estos pacientes, han surgido hospitales y centros especializados, formados por equipos multidisciplinares, que ayudan y guían a los pacientes y familiares que sufren LME. En España, el HNPT. centro público ubicado en Toledo (ver Figura 1.3), se ha consolidado como referencia nacional en el tratamiento de las lesiones medulares.

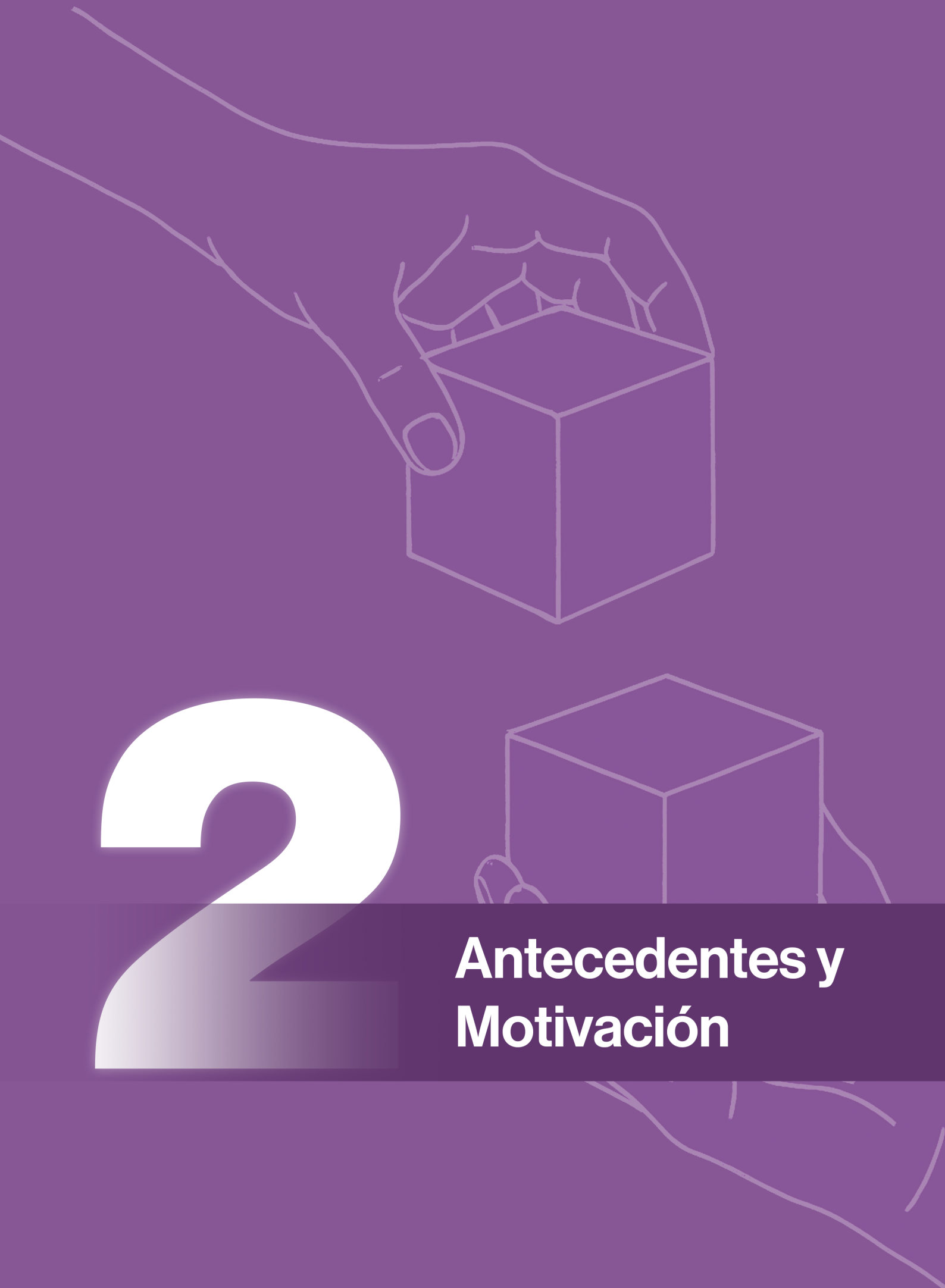


Figura 1.3: *Hospital Nacional de Paralójicos de Toledo, España.*

Para estos pacientes, el tratamiento neurorehabilitador es crítico y debe comenzar desde las fases tempranas. Dada la importancia de este proceso, se estudian diversas alternativas orientadas a mejorar la eficacia de los tratamientos

convencionales. Fruto de la relación entre innovación tecnológica y rehabilitación de pacientes con LME, surgió el estudio realizado en el (HNPT). Este estudio se caracterizó por el uso de RV no inmersiva, a través del dispositivo Leap Motion Controller (LMC) [3] para la rehabilitación de los miembros superiores en pacientes con LME. Como resultado de este enfoque, se demostró el potencial de la RV en la rehabilitación, mejorando la motivación y la adherencia al tratamiento [19]. Sin embargo, como se ha visto anteriormente, el uso de este dispositivo restringe los movimientos naturales. Además, la configuración de los entornos virtuales requiere de elementos adicionales, como un ordenador y una pantalla, aumentando la complejidad del sistema y limitando su portabilidad. Esta naturaleza no inmersiva planteaba diferencias en la realización de ejercicios y la percepción del entorno, ya que el paciente no se sentía completamente integrado en el entorno virtual [91]. Además, no se trata la adaptación del entorno virtual de manera íntegra. Aspectos como la correcta ubicación espacial de los objetos virtuales según el Rango de Movimiento (ROM) del paciente no se tienen en cuenta, así como análisis de fatiga del paciente en la ejecución de los ejercicios.

[3] https://www.ultraleap.com/products/. Consultado el 15-05-2025.



2 Antecedentes y Motivación



2

Capítulo

2. Antecedentes y motivación

2.1 Antecedentes

El uso de Realidad Virtual RV en el campo de la rehabilitación, ha sido ampliamente estudiada en los últimos años, demostrando que su uso mejora la función motora, la motivación y la adherencia al tratamiento en pacientes con condiciones neurológicas, como LME y Accidente Cerebrovascular (ACV) [62, 7, 99, 19, 31, 54, 98]. Sin embargo, las diferencias en cuanto a la experiencia de inmersión, el tipo de interacción y la adaptación del entorno pueden influir significativamente en la efectividad de la terapia. Por otro lado, estos entornos permiten al especialista obtener datos precisos sobre la ejecución de los ejercicios y las cinemáticas realizadas. A continuación, se analizan estos cuatro aspectos clave.

2.1.1 Nivel de inmersión

El nivel de inmersión afecta directamente a la experiencia del usuario final. En comparación con sistemas no inmersivos, la inmersión total permite una interacción más intuitiva mediante el movimiento corporal, facilita una mejor transferencia del aprendizaje y genera un mayor impacto emocional y cognitivo en los usuarios [97]. La revisión sistemática y metaanálisis llevado a cabo por Hao et al. [41] expone que la RVI, como herramienta para la rehabilitación de los miembros superiores, permite una participación más activa de los pacientes en los ejercicios terapéuticos, lo que requiere un mayor compromiso cognitivo y sensorial. Esto, a su vez, puede mejorar la efectividad del proceso de rehabilitación y fomentar una mejor adaptación motora.

Otra revisión sistemática llevada a cabo por Soleimani et al. [98], comparó la rehabilitación convencional con diferentes niveles de inmersión en RV (no inmersiva, semi-inmersiva e inmersiva). Del estudio se extrae que la RV totalmente inmersiva proporciona mayores beneficios en la recuperación motora de la extremidad superior tras un ACV, superando tanto a la rehabilitación convencional como a las modalidades de RV con menor grado de inmersión.

Por su parte, el estudio de Dávila et al. [28] refuerza estas conclusiones, demostrando que la RVI proporciona mayores mejoras en el equilibrio y la marcha, especialmente en pacientes con Parkinson. Además, resalta que la naturaleza interactiva de la RVI contribuye a una mayor adherencia al tratamiento, lo que implica que los pacientes están más motivados y comprometidos con su proceso

de rehabilitación.

2.1.2 Mecanismos de interacción

En los entornos de RV, los usuarios pueden interactuar con los elementos virtuales a través de distintos mecanismos de interacción. Entre ellos se encuentran los dispositivos de seguimiento, tales como guantes o trajes equipados con sensores [96], controladores (joysticks, teclados o ratones) [59, 29], control por comandos de voz [101], y reconocimiento de gestos y expresiones faciales [95]. Cada una de estas opciones presenta ventajas y desafíos, y el método de control más adecuado dependerá de las necesidades y capacidades individuales del paciente.

El caso particular de entornos de RV utilizados para rehabilitación de los miembros superiores, entre los mecanismos más utilizados se encuentran los controladores y el seguimiento de manos. La elección de la tecnología de interacción influye directamente en la experiencia del usuario, el esfuerzo físico requerido y la precisión del movimiento.

El uso de controladores en RVI puede generar limitaciones en la manipulación de objetos virtuales, ya que los movimientos requeridos para interactuar no siempre replican de manera natural los gestos en el mundo real [31]. Además, en este estudio, algunos participantes encontraron dificultades para soltar objetos virtuales o realizar agarres adecuados.

En cuanto al uso del seguimiento de manos como mecanismo de interacción, ofrece un nivel de inmersión superior al uso de controladores, beneficiándose de interacciones más naturales. El estudio realizado por Juan MC et al. [54] demostró que los usuarios prefieren la interacción mediante gestos naturales frente al uso de controladores, especialmente en aquellos usuarios que presentan problemas motores. En esta línea, Mc Kittrick et al. [72] estudiaron el uso del seguimiento de manos en terapia ocupacional, concluyendo que permite movimientos naturales, sin controladores, y mayor accesibilidad al entorno. Sin embargo, algunos participantes reportaron dificultades para abrir la mano y soltar objetos, así como identificar con precisión los gestos realizados.

Sin embargo, no todos los sistemas de seguimiento de manos son igual de efectivos. El estudio de Hadjadj et al. [40] evaluó el seguimiento de manos con el dispositivo LMC y encontró que, aunque es una opción asequible y fácil de integrar, presenta limitaciones en precisión, especialmente en entornos clínicos. Sus principales deficiencias incluyen un área de detección reducida, errores en el reconocimiento de gestos, sensibilidad a la iluminación y falta de retroalimentación háptica, lo que puede afectar la interacción en aplicaciones de rehabilitación. De manera similar, Cortes et al. [16] destacan el uso de LMC como una alternativa de bajo costo y fácil adaptación para la rehabilitación de la extremidad superior, promoviendo la motivación y el compromiso del paciente mediante videojuegos terapéuticos. Sin embargo, presenta limitaciones en la precisión de movimientos finos y problemas de oclusión. Continuando con el uso de LMC, Souza et al. [22] investigaron la viabilidad y precisión de este dispositivo combinado con juegos serios para la rehabilitación de miembros superiores. De este estudio, extrajeron

que, aunque el controlador generalmente seguía los movimientos de la mano de forma precisa y fiable, el espacio de trabajo utilizado en los experimentos era relativamente pequeño en comparación con el rango natural del miembro superior humano. Por lo tanto, para optimizar la eficacia del dispositivo, debe tenerse muy en cuenta su posición con respecto a la postura del paciente.

En el caso de dispositivos HMD, aunque el seguimiento de manos ha mejorado significativamente, sigue enfrentando limitaciones técnicas que afectan su precisión y fiabilidad [1]. Sin embargo, presenta ventajas importantes frente al uso de LMC. A diferencia de este último, los sistemas de seguimiento de manos integrados en HMD eliminan la necesidad de dispositivos externos, permiten una mayor movilidad al no requerir conexión a un ordenador y ofrecen una mejor integración con experiencias inmersivas.

La mayoría de entornos virtuales enfocados a la rehabilitación de los miembros superiores utilizan controladores, en el caso de RVI o seguimiento de manos con Realidad Virtual No Inmersiva (RVNI). Además, los estudios que utilizan mecanismos de interacción basados en el seguimiento de manos no especifican ningún ajuste sobre los agarres implementados por defecto en estos sistemas, los cuales suelen limitarse a agarres y pinzas completas. Siendo este último factor esencial para personas que no posean motricidad fina.

2.1.3 Adaptación y gamificación

El creciente uso de RVI en diversos campos ha llevado a la necesidad de crear entornos virtuales centrados en la accesibilidad y la personalización. Un concepto importante en este ámbito es la "Inmersión Inclusiva", introducido por Dudley et al. [27], que destaca la importancia de diseñar experiencias de RV accesibles para la mayor cantidad de usuarios posible, teniendo en cuenta sus diferentes capacidades. Dentro de los aspectos a tener en cuenta para asegurar la accesibilidad de RVI es la adaptación de los entornos virtuales a las limitaciones físicas y cognitivas de los usuarios. Para ello han comenzado a surgir frameworks y guías como es el caso de Othman et al. En su estudio [83] proponen metodologías para asegurar que el metaverso y otros entornos virtuales sean inclusivos, adaptando sus mecanismos de interacción a las necesidades individuales de cada usuario. El estudio de Mott et al. [78] identifica cinco elementos clave para mejorar la accesibilidad del contenido en RVI: accesibilidad en la interacción, accesibilidad de los dispositivos, representaciones inclusivas y diversidad de aplicaciones.

En un análisis posterior, Mott et al. [79] identificaron siete barreras específicas que enfrentan las personas con movilidad reducida en entornos de RV, incluyendo la configuración de los periféricos y la definición de los límites del espacio de juego.

Estrechando el análisis de la necesidad de adaptación de entornos virtuales a contextos de rehabilitación, el estudio de Lagos Rodríguez et al. [61] subraya la importancia de la personalización de los mismos. Este enfoque abarca diversos elementos: entornos virtuales diseñados para simular actividades de la vida diaria, ajustes en la ubicación y tamaño de los objetos virtuales (en función de las capacidades motoras individuales de cada paciente), así como la configuración

de distintos tipos de agarre. Profundizando en esta línea, el trabajo de Lourido et al. [63] se centra específicamente en la adaptación dinámica de la ubicación de los objetos dentro del entorno virtual en la rehabilitación del miembro superior. Para ello, propone el uso de mapas de capacidad personalizados, creados a partir de datos cinemáticos (obtenidos mediante sensores de movimiento). Estos mapas permiten identificar con precisión las zonas del espacio alcanzables por cada usuario. Posteriormente, son utilizados como base para reubicar automáticamente los elementos interactivos en un entorno virtual, asegurando así una experiencia de rehabilitación accesible, segura y centrada en las capacidades motoras de cada paciente.

Esta línea de trabajo, centrada en la adaptación de entornos virtuales orientados a la rehabilitación, es presentada por Pereira et al. [87]. Este trabajo subraya la necesidad de diseñar juegos serios con interfaces accesibles y parámetros ajustables, con el fin de mejorar la adherencia al tratamiento y promover una recuperación más efectiva. Adicionalmente, estudios como el de Carrington et al. [86] han explorado cómo la RVI puede ayudar a los usuarios de sillas de ruedas a evaluar la accesibilidad de espacios físicos mediante la exploración de réplicas digitales detalladas, aunque con la limitación de que requieren medidas biométricas precisas para una experiencia óptima.

Muy ligado a la necesidad de adaptación y accesibilidad, se encuentra la gamificación de los entornos virtuales. Se entiende por gamificación el uso de dinámicas, mecánicas y estéticas de juego en entornos no lúdicos para adquirir, desarrollar o mejorar una actitud o comportamiento [23]. Su utilización ha demostrado ser efectiva para aumentar la motivación y el compromiso de los usuarios en diversos entornos, como la educación, la salud y el trabajo. Diversos estudios se centran en el uso de la gamificación como parte del diseño de entornos virtuales destinados a la rehabilitación. Alfieri et al. [6] realizaron una revisión narrativa, en la que suscriben que la gamificación ha demostrado ser una herramienta efectiva en diversas condiciones como cirugías de hombro o artritis reumatoide, entre otros. Algunas de las virtudes derivadas del uso de la gamificación en el ámbito de la rehabilitación musculoesquelética se encuentran la mejora de la motivación y la adherencia al tratamiento.

Shamimi Mohd et al. [111] abordan de manera conjunta la gamificación, función adaptativa y retroalimentación multisensorial en los entornos de rehabilitación basados en RV. En su estudio, los autores destacan cómo la integración de estos elementos puede mejorar la motivación y el compromiso de los pacientes durante el proceso de rehabilitación, especialmente en casos de ACV. La gamificación, mediante el uso de recompensas, desafíos y objetivos, transforma las tareas de rehabilitación en experiencias más atractivas y divertidas. Por su parte, la retroalimentación multisensorial proporciona información útil, reforzando el aprendizaje motor. Finalmente, las funciones adaptativas permiten personalizar la dificultad de las tareas en tiempo real. De este estudio se extraen deficiencias observadas en estos sistemas, destacando la falta de adaptabilidad y la baja utilización de retroalimentación multisensorial.

Como se extrae de los estudios analizados, existe un amplio consenso sobre

la necesidad de adaptar los entornos virtuales a distintos niveles. En el contexto de la rehabilitación física, esta adaptación es especialmente crítica, ya que debe garantizar un entorno seguro y ajustado a las capacidades motoras individuales del paciente. Sin embargo, se identifican importantes limitaciones en los estudios actuales. Algunos trabajos proponen marcos conceptuales que, aunque identifican elementos clave como la adaptación de interfaces, el posicionamiento de objetos según el rango de movimiento o la graduación de dificultad, no han sido implementados ni validados clínicamente. Otros desarrollos, aunque funcionales, abordan solo algunos aspectos de forma aislada. Surgiendo así la necesidad de soluciones integrales que contemplen todas las capas de personalización requeridas en los juegos serios de rehabilitación basados en RV: desde la interacción y ubicación de elementos hasta la personalización de ejercicios, incluyendo gamificación, retroalimentación multisensorial y asegurando la accesibilidad al entorno.

2.1.4 Obtención y almacenamiento de datos cuantitativos

La evaluación precisa del desempeño motor durante la realización de los ejercicios, en un proceso de rehabilitación, requiere especialistas y sistemas capaces de cuantificar el modo en el que se ha llevado a cabo. Durante las sesiones de rehabilitación, es común recurrir a la observación clínica para valorar la idoneidad en la que se ejecutan los movimientos. Con esta forma de trabajo, el especialista anota manualmente los resultados obtenidos para su posterior análisis. En este contexto, los sistemas automatizados que registran datos cinemáticos —como la posición, la velocidad, los ángulos articulares o el ROM — proporcionan información objetiva y cuantificable, que complementa e incluso puede llegar a sustituir la valoración observacional, ofreciendo una base más precisa para la toma de decisiones terapéuticas.

Trabajos recientes, como el desarrollado por [14], remarcan la importancia de recopilar y analizar de forma sistemática variables como ángulos articulares, trayectorias, posiciones relativas y otros descriptores del movimiento. Este estudio se basa en una solución de captura sin marcadores, utilizando una cámara RGB-D. Gracias a este enfoque, es posible medir de manera cuantitativa el grado de consecución y calidad de cada ejercicio.

Siguiendo esta línea, la precisión en el seguimiento del movimiento es fundamental para la evaluación clínica en entornos de rehabilitación. En su estudio, Cotton et al. [17] utilizan un sistema que integra vídeo estéreo y sensores inerciales portátiles para realizar un seguimiento de la postura y movimiento sin marcadores.

El estudio de Arlati et al. [9] emplea un sistema RVI basado en HMD junto con un sistema de captura de movimiento (VICON) encargado de registrar los datos cinemáticos durante la ejecución de tareas funcionales.

2.2 Motivación

La rehabilitación de pacientes con LME es un proceso complejo y prolongado que necesita de terapias innovadoras para mejorar la eficacia del tratamiento y la motivación del paciente. Como se ha expuesto en las secciones anteriores, la rehabilitación tradicional, aunque efectiva, suele desembocar en una falta de adherencia al tratamiento debido a la naturaleza repetitiva de los ejercicios y la desmotivación que puede generar en los pacientes. Además, las limitaciones motoras y sensoriales asociadas a la LME, especialmente en casos de tetraplejia, dificultan la realización de movimientos precisos y funcionales, lo que conlleva a la adaptación de la terapia con el fin de obtener la mayor autonomía posible por parte del paciente.

En este contexto, la RVI aparece como una herramienta para cubrir las deficiencias y a la vez completar la terapia tradicional. En un proyecto previo desarrollado en el HNPT, denominado *RehabHand*, se exploró el uso de RV para la rehabilitación de los miembros superiores en pacientes con LME. En concreto, este proyecto demostró las virtudes del uso de RVNI en la mejora de la motivación y adherencia al proceso de rehabilitación. Como continuación de este trabajo, se llevó a cabo un estudio piloto que comparaba el desempeño en el BBT en un entorno virtual no inmersivo, basado en LMC, frente a su aplicación en un entorno físico real [44]. El BBT, desarrollado por Mathiowetz [71], es una prueba estandarizada que permite evaluar la destreza manual y cuyo objetivo consiste en trasladar el mayor número posible de bloques de una caja a otra en un tiempo determinado. Este estudio permitió identificar ciertas limitaciones inherentes al uso de estas tecnologías. En concreto, la RVNI no ofrece una retroalimentación visual tridimensional realista de la posición de la mano del participante, lo que puede repercutir negativamente en la destreza manual debido a la ausencia de percepción espacial. Conclusiones, que tal y como se ha visto en Sección 2.1 han sido corroboradas por otros trabajos.

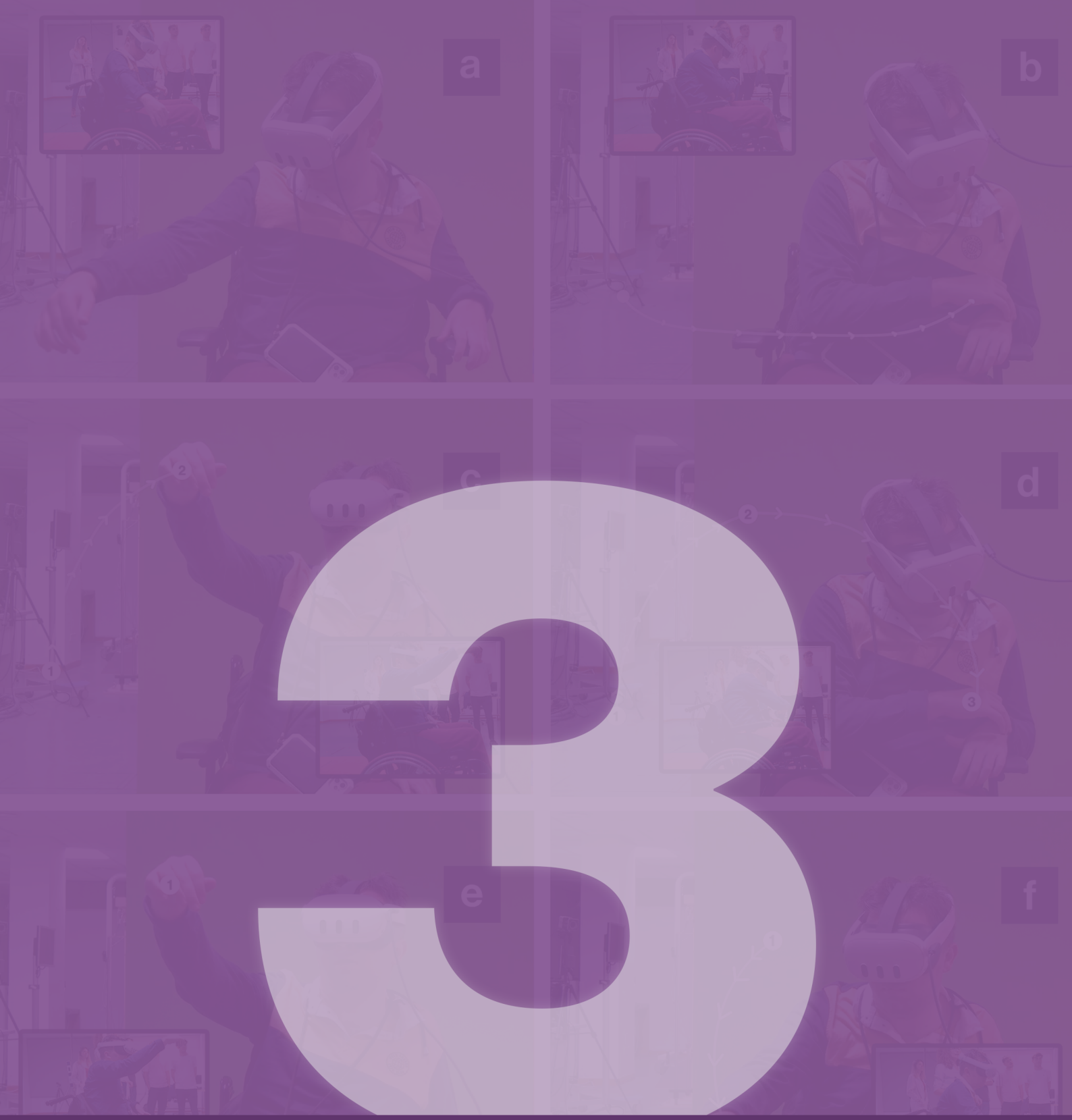
Esta investigación nace de la necesidad de superar las limitaciones identificadas en sistemas actuales y previos de rehabilitación virtuales, donde la falta de inmersión tridimensional, retroalimentación multisensorial, entornos no accesibles, falta de adaptación de interfaces e interacciones afectaba la precisión de movimientos, la aceptación e incluso seguridad del paciente. La motivación de esta tesis es proponer un enfoque integral de RVI que permita superar cinco limitaciones críticas identificadas tanto en la literatura como en estudios previos: (1) barreras de accesibilidad para pacientes con afectación motora severa, (2) escasa adaptación de los entornos virtuales a las capacidades individuales, (3) necesidad de garantizar la seguridad durante el uso del sistema, (4) entornos poco motivadores o que generan frustración, lo que reduce la implicación del paciente en la terapia y (5) obtención de datos clínicamente relevantes sin requerir el uso de dispositivos externos adicionales.

El trabajo se fundamenta en la necesidad de crear sistemas de rehabilitación basados en RVI que no solo resulten motivadores para los pacientes, sino que además cumplan con los requisitos técnicos y clínicos necesarios para una rehabilitación segura y efectiva.



3

Hipótesis, Objetivos y Preguntas de Investigación



3

Capítulo

3. Hipótesis, objetivos y preguntas de investigación

En este capítulo, se presenta la hipótesis, objetivos y preguntas de investigación que articulan el núcleo de esta tesis. Tal y como se expone en el Capítulo 2, aunque la RVI se emplea como una tecnología prometedora en el ámbito de la rehabilitación, existen limitaciones para una aplicación funcional real. Los estudios actuales muestran carencias en varios aspectos clave: (1) barreras de accesibilidad para pacientes con afectación motora severa, (2) escasa adaptación de los entornos virtuales a las capacidades individuales, (3) necesidad de garantizar la seguridad durante el uso del sistema, (4) entornos poco motivadores o que generan frustración, lo que reduce la implicación del paciente en la terapia y (5) obtención de datos clínicamente relevantes sin requerir el uso de dispositivos externos adicionales.

3.1 Hipótesis

La hipótesis que plantea la presente tesis es que *el uso de la RVI en el campo de la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME, puede constituir una herramienta segura, accesible, usable, técnicamente robusta y funcionalmente válida para su aplicación en contextos terapéuticos. La personalización de los entornos virtuales a las capacidades motoras individuales de cada paciente ofrecería una experiencia individualizada, a través de un entrenamiento accesible y seguro. Además, la integración de técnicas de gamificación a través de juegos serios favorecería la motivación del paciente, potenciando así la adherencia al proceso de rehabilitación. Por último, el registro de datos cinemáticos permitiría una evaluación objetiva del desempeño, sentando las bases para una futura validación clínica completa del sistema*.

3.2 Preguntas de investigación

Esta investigación busca responder a cuatro cuestiones sobre la aplicación de sistemas inmersivos de rehabilitación para pacientes con LME. Con el fin de proporcionar una visión clara de los aspectos implicados en cada una de estas preguntas, se presenta la Figura 3.1, donde se visualizan las principales necesidades que deben ser abordadas.

- **Pregunta de investigación 1 (P1)**. ¿Cómo afecta el nivel de inmersión en los entornos de rehabilitación basados en RV y creados para la realización de ejercicios terapéuticos de los miembros superiores?
- **Pregunta de investigación 2 (P2)**. ¿Cómo adaptar los entornos de rehabilitación basados en RVI a las capacidades reales e individualizadas de los pacientes con LME?
- **Pregunta de investigación 3 (P3)**. ¿Son accesibles y seguros los entornos de RVI para la rehabilitación de miembros superiores, y cómo impacta en el proceso de rehabilitación?
- **Pregunta de investigación 4 (P4)** ¿Qué factores técnicos, terapéuticos y humanos determinan la aceptación exitosa de los entornos de RVI en programas de rehabilitación para LME, según pacientes y terapeutas?



Figura 3.1: Necesidades a cubrir para dar respuesta a las cuatro preguntas de investigación. Junto con cada necesidad se asocia la pregunta de investigación relacionada.

3.3 Objetivos

3.3.1 Objetivo general

El objetivo principal de esta investigación consiste en explorar la viabilidad clínica y funcional preliminar de un entorno de rehabilitación del miembro superior, basado en RVI para pacientes con LME, adaptado a las necesidades motoras individuales de cada usuario, favoreciendo la motivación y la adherencia al programa de rehabilitación y proporcionando al personal clínico una herramienta útil para cuantificar el progreso a través del registro de datos relevantes.

3.3.2 Objetivos específicos

A partir de las preguntas de investigación (Sección 3.2), y del objetivo principal planteado, se establecen cinco objetivos parciales que guían el desarrollo de esta tesis. Estos objetivos abarcan desde estudio desde el análisis del estado del arte hasta la validación funcional y de usabilidad del sistema desarrollado, dentro de un entorno clínico real:

- **Objetivo 1 (O1):**
  Estudiar y analizar estudios y aplicaciones enfocadas en el uso de RV en rehabilitación de miembros superiores. En concreto, la revisión del estado del arte se centra en el uso de estos sistemas aplicados a pacientes con daños neurológicos, y más específicamente con LME.
  - Objetivo 1.1 (O1.1). Realizar una revisión del estado del arte en RVI aplicada a la rehabilitación de miembros superiores.
  - Objetivo 1.2 (O1.2). Estudiar cómo afectan los distintos niveles de inmersión a la experiencia, motivación y resultados de la terapia.
  - Objetivo 1.3 (O1.3). Identificar barreras de accesibilidad, adaptabilidad y aceptación en soluciones actuales.
- **Objetivo 2 (O2):**
  Desarrollar una solución integral basada en RVI compuesta por un *framework* modular y escalable. Esta infraestructura debe servir de base para el desarrollo de juegos serios orientados a la rehabilitación del miembro superior en pacientes con LME, diseñados en colaboración con profesionales clínicos.
  - Objetivo 2.1 (O2.1) Identificar los elementos funcionales comunes necesarios para el desarrollo de aplicaciones de rehabilitación, e implementar un *núcleo funcional compartido*, compuesto por:
    * Objetivo 2.1.1 (O2.1.1). Tipos de interacción con el entorno virtual.
    * Objetivo 2.1.2 (O2.1.2). Retroalimentación audiovisual básica.
    * Objetivo 2.1.3 (O2.1.3). Registro y persistencia de datos cinemáticos.
  - Objetivo 2.2 (O2.2). Integrar un módulo de gestión de pacientes que permita:
    * Objetivo 2.2.1 (O2.2.1). Configurar sesiones individualizadas según capacidades y evolución.
    * Objetivo 2.2.2 (O2.2.2). Registrar preferencias y ajustes personalizados.
    * Objetivo 2.2.3 (O2.2.3). Registrar histórico de cada sesión, incluyendo datos de desempeño relevantes para el seguimiento clínico.
  - Objetivo 2.3 (O2.3). Diseñar y desarrollar un primer juego serio gamificado basado en RVI, centrado en el miembro superior y el tronco.

- **Objetivo 3 (O3):**
  Asegurar la adaptación de los entornos y ejercicios en RVI a las capacidades motoras individuales del paciente, mediante:
  - Objetivo 3.1 (O3.1). Parametrizar los niveles y dificultad de los ejercicios, con el fin de adaptarlos a distintas capacidades motoras y permitir una evolución del paciente.
  - Objetivo 3.2 (O3.2). Estudiar e implementar métodos para adaptar la ubicación de los objetos virtuales a una posición segura: adaptación estática y adaptación dinámica según el ROM del paciente
  - Objetivo 3.3 (O3.3). Identificar carencias y adaptar, en su caso, los mecanismos de interacción con el entorno virtual.
  - Objetivo 3.4 (O3.4). Diseñar un conjunto de juegos serios con interacciones diversificadas, que cubran distintos objetivos terapéuticos y perfiles clínicos.
- **Objetivo 4 (O4):**
  Diseñar un entorno accesible, usable y motivador para pacientes con distintos niveles de movilidad.
  - Objetivo 4.1 (O4.1). Diseñar interfaces y menús accesibles para interacción autónoma.
  - Objetivo 4.2 (O4.2). Integrar alternativas de interacción accesible: ejercicios con y sin agarre, detección de agarre y en caso contrario agarre automático.
  - Objetivo 4.3 (O4.3). Ampliar y ajustar la retroalimentación audiovisual básica desarrollada en el núcleo funcional, mejorando la accesibilidad específica de cada juego serio. Tendrá en cuenta las limitaciones propias de la retroalimentación háptica en pacientes con movilidad reducida, dada la ausencia de dispositivos como joysticks o guantes.
  - Objetivo 4.4 (O4.4). Incorporar un sitema basado en IA para la detección de sobreesfuerzos y compensaciones no deseadas. El uso de este sistemas tras adaptar el entorno y hacerlo accesible, ofrece un entorno de rehabilitación segura.
- **Objetivo 5 (O5):**
  Validar la utilidad, aceptación y aplicabilidad del sistema en un entorno real mediante ensayo piloto y análisis de datos.
  - Objetivo 5.1 (O5.1). Evaluar la aceptación del sistema mediante pruebas piloto en el HNPT, con cuestionarios, entrevistas y observación clínica, incluyendo la percepción de los elementos de gamificación sobre la motivación y la implicación del paciente en la terapia.
  - Objetivo 5.2 (O5.2). Analizar los datos registrados durante las sesiones, incluyendo métricas cinemáticas y de rendimiento, para determinar

su utilidad en el seguimiento, evaluación y personalización de los tratamientos de rehabilitación.

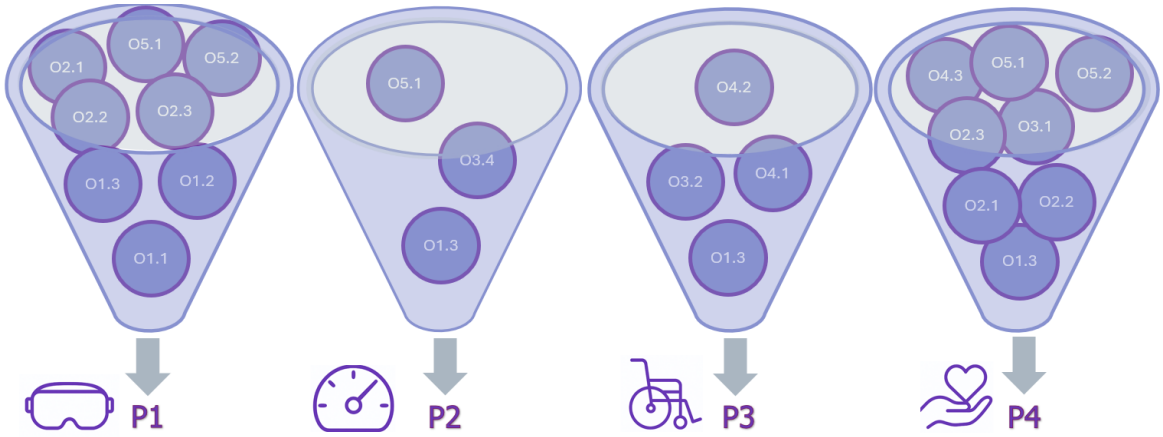


Figura 3.2: *Relación entre las preguntas de investigación y los objetivos parciales planteados en la tesis.*

Para facilitar la comprensión de la relación existente entre cada uno de los objetivos parciales y las preguntas de investigación planteadas, la Figura 3.2 muestra de manera esquemática cómo la resolución de los distintos objetivos contribuye a responder las cuestiones. Cada embudo representa una pregunta de investigación, y en su interior se incluyen los objetivos relacionados con ella.



4 Plan de trabajo



4

Capítulo

4. Plan de trabajo

El desarrollo de esta tesis doctoral se ha estructurado en torno a un objetivo general que se descompone en objetivos con el fin de dar respuesta a las preguntas de investigación e hipótesis planteadas. Este desglose se traduce en un conjunto de tareas prácticas que permiten alcanzar los hitos establecidos.

Dada la naturaleza de esta investigación, orientada a la rehabilitación de pacientes con Lesión de Médula Espinal (LME) y al trabajo en entornos clínicos reales, se requiere de una planificación flexible. En particular, todas las pruebas experimentales realizadas con pacientes reales han tenido lugar en el Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT), institución de referencia en el tratamiento de pacientes con este tipo de afección neurológica. La colaboración con especialistas clínicos, la adaptación de las tecnologías a las capacidades de los pacientes y el carácter experimental de las soluciones propuestas obligan a ajustar de forma iterativa las tareas y fases del proyecto.

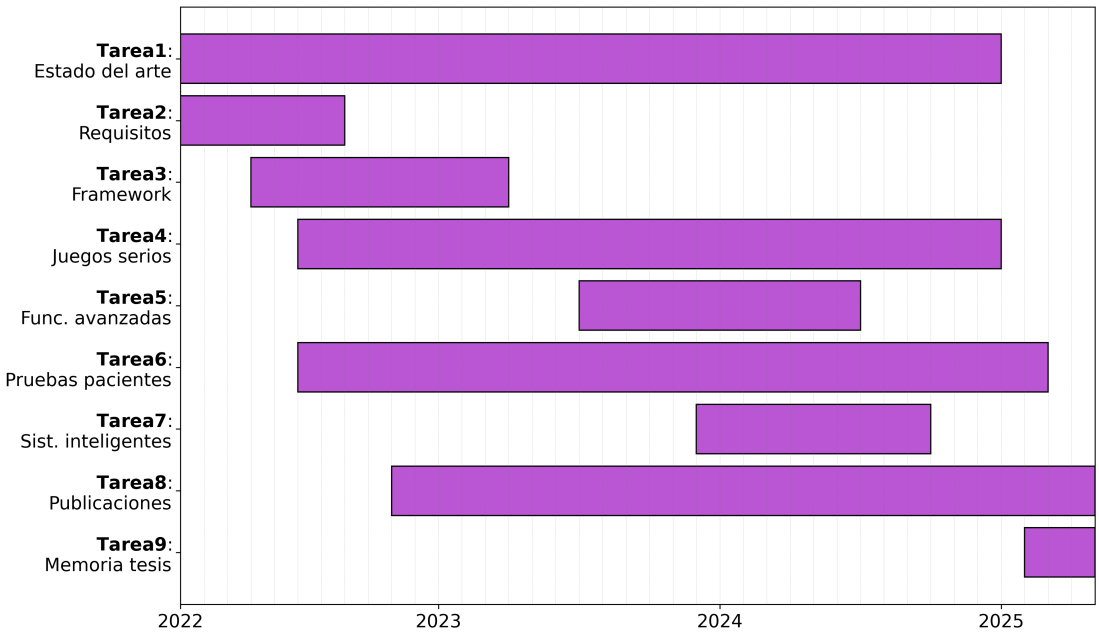


Figura 4.1: *Planificación de las tareas realizadas en el desarrollo de la tesis doctoral.*

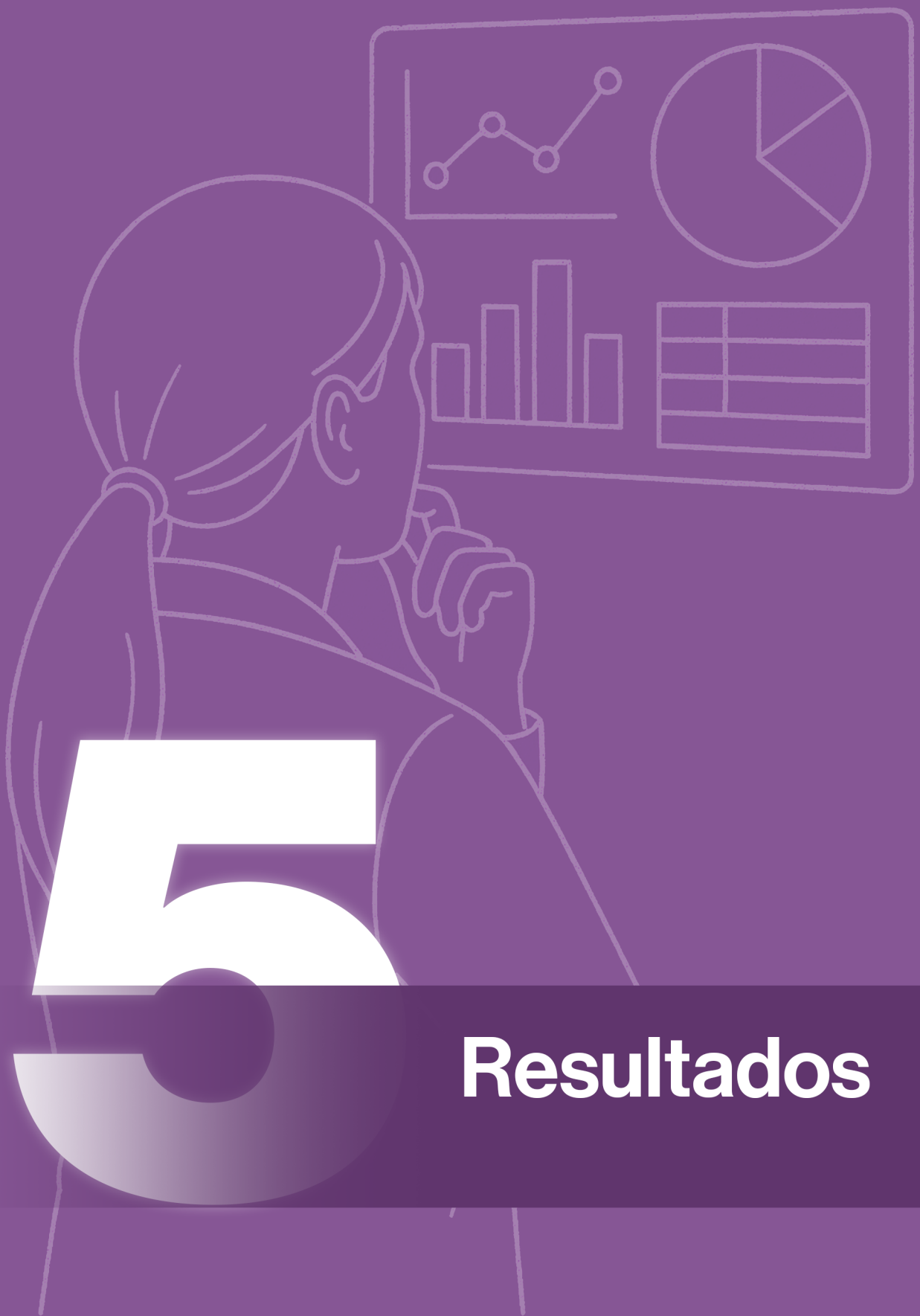
A continuación, se presenta el desglose de las tareas realizadas durante la

tesis, incluyendo la relación de cada una con los objetivos generales y específicos:

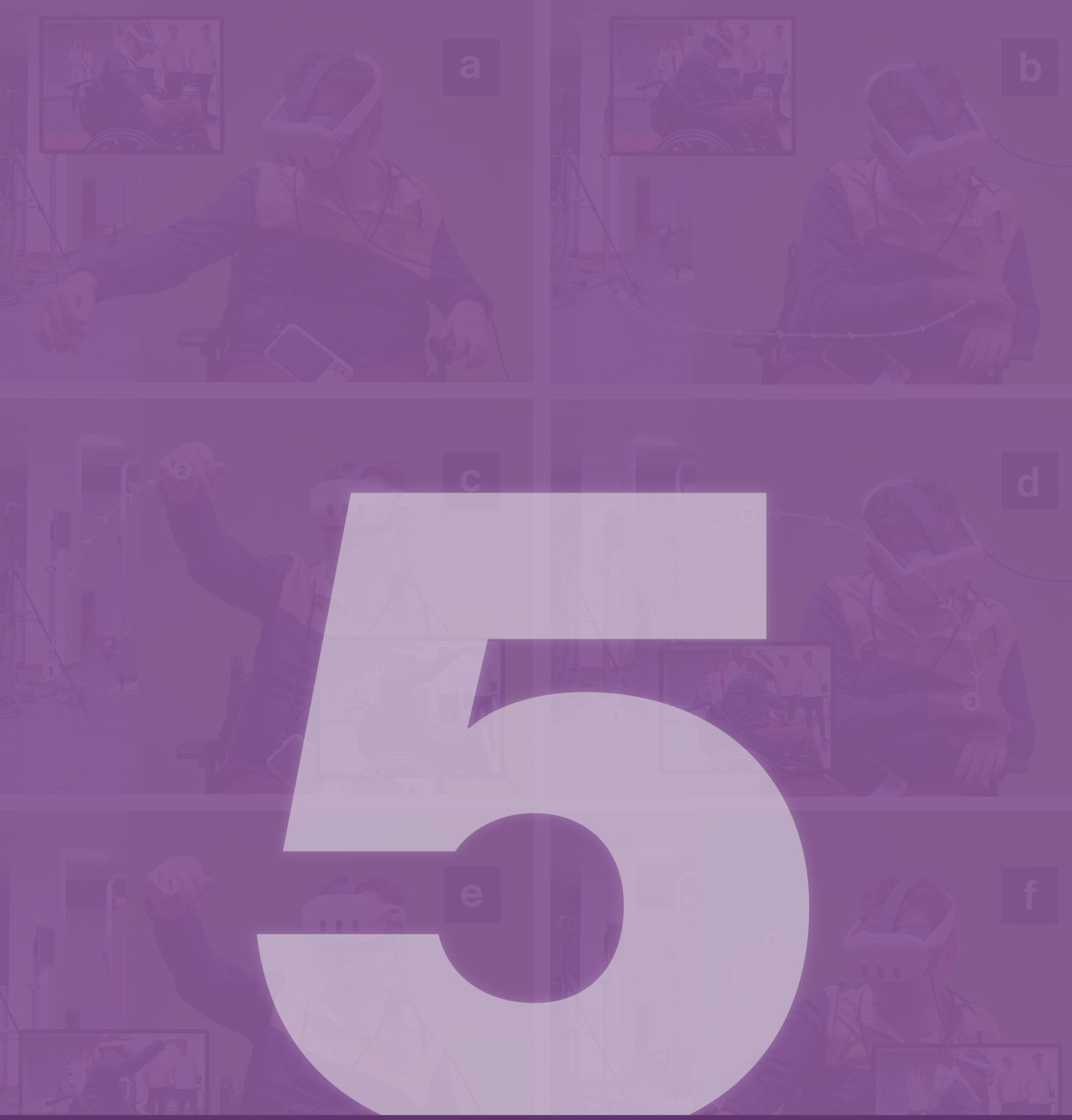
- **Revisión del estado del arte sobre Realidad Virtual Inmersiva RVI y rehabilitación de miembro superior:** análisis de publicaciones relevantes, identificación de barreras de accesibilidad y estudios sobre los niveles de inmersión. Esta tarea es continua a lo largo del desarrollo de la tesis, dado la evolución que está experimentando la RVI en los últimos años (febrero de 2022 - enero de 2025). Esta tarea está relacionada con los objetivos parciales O1.1, O1.2 y O1.3.
- **Definición de requisitos clínicos y de diseño:** reuniones periódicas con el equipo especilista del HNPT, análisis de necesidades específicas de pacientes con LME y definición de criterios de seguridad, usabilidad y accesibilidad (febrero 2022 - septiembre 2022). Relacionado con O1.1, O1.3, O4.1.
- **Diseño y desarrollo del *framework* de rehabilitación:** arquitectura modular, núcleo funcional compartido, adaptación de la interacción tipo agarre y primer prototipo funcional. Se implementaron módulos de interacción, retroalimentación audiovisual básica y registro cinemático de datos. Este desarrollo es progresivo y se extiende a lo largo de la tesis (mayo de 2022 - octubre de 2024), dado que constituye la base para el resto de tareas . Relacionado con O2.1, O2.2, O2.3, O3.4.
- **Desarrollo de juegos serios adaptados:** creación de un conjunto de juegos orientados a la rehabilitación del miembro superior y tronco, incorporando principios de gamificación, objetivos terapéuticos definidos por especialistas clínicos y elementos de calibración manual (julio de 2022 - enero de 2025). Relacionado con O2.1, O3.1, O4.1.
- **Integración de funcionalidades avanzadas:** implementación de técnicas de adaptación automática y accesibilidad, como agarre asistido, retroalimentación avanzada, calibración automática y ajuste dinámico de objetos virtuales según el ROM del paciente. Esta tarea es clave para mejorar la usabilidad y la seguridad en entornos de RVI (enero 2023 - octubre 2024). Incluye resultados presentados en publicaciones específicas. Relacionado con O2.2, O3.1, O4.1, O4.3, O4.4.
- **Pruebas experimentales con pacientes reales en el HNPT:** diseño de sesiones piloto, recogida de datos cinemáticos y análisis de resultados. Esta tarea se ha realizado de manera iterativa, acompañando a cada fase de desarrollo, y ha tenido lugar desde julio de 2022 hasta febrero de 2025. Relacionado con O5.1, O5.2.
- **Desarrollo e integración de sistemas inteligentes basados en datos cinemáticos y lógica difusa:** implementación de un modelo para la detección de fatiga durante la ejecución de ejercicios en RVI, así como el diseño de

un sistema de soporte a la decisión basado en IA para proponer ajustes en las rutinas terapéuticas y justificar las recomendaciones proporcionadas. Esta tarea ha incluido pruebas iniciales con usuarios sanos y una validación preliminar con pacientes reales en el HNPT (diciembre de 2023 - octubre de 2024). Relacionado con O3.1, O3.2, O4.4, O5.1, O5.2.

- **Publicación de artículos científicos y participación en congresos:** redacción, envío y ponencia de artículos, acompañando las distintas fases del desarrollo (noviembre de 2022 - abril de 2025).
- **Elaboración de la memoria de la tesis doctoral:** redacción del documento final, revisión de resultados, estructuración de capítulos y preparación para la defensa (enero de 2025 - mayo de 2025).



5 Resultados



5

Capítulo

5. Resultados

Como se ha comentado anteriormente, esta tesis doctoral se presenta por compendio de tres publicaciones científicas relevantes. En el Capítulo 5 se exponen los tres artículos científicos que forman el compendio, demostrando su validez investigadora al estar indexados en la base de datos Journal Citation Reports (JCR) [1]. Junto con estos tres artículos, el capítulo incluye otras investigaciones realizadas durante el desarrollo de la tesis. Para facilitar su comprensión, se han clasificado en: artículos que forman parte del compendio (AC), artículos publicados en revistas científicas relevantes y que no forman parte del compendio (AR), artículos presentados en congresos nacionales (CN) e internacionales (CI), y capítulos de libro (CL) (ver Figura 5.1).

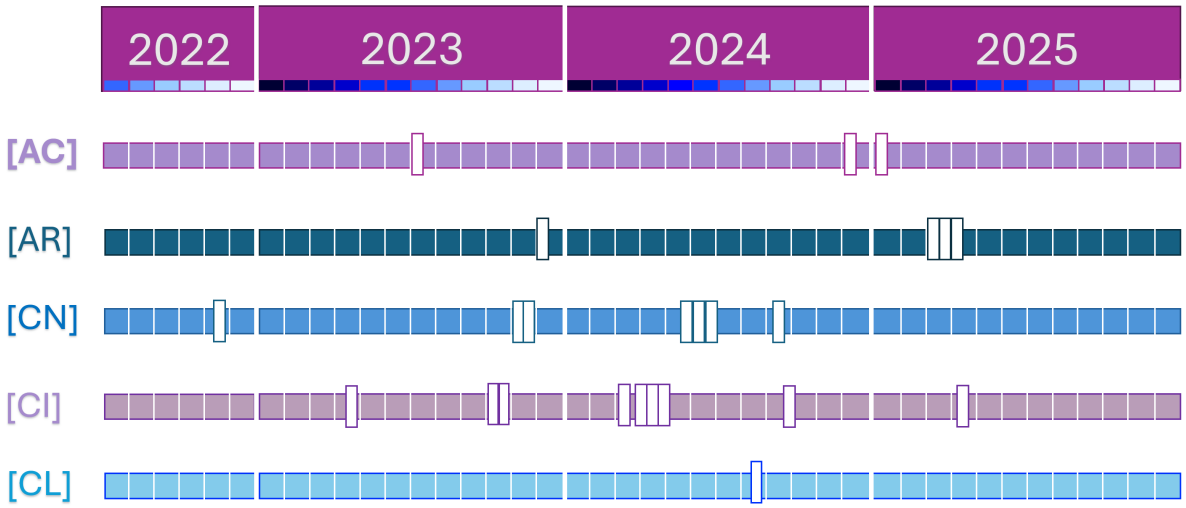


Figura 5.1: *Cronograma de las publicaciones relacionadas con la tesis divididas en: [AC] artículos del compendio, [AR] artículos en revistas científicas no incluidos en el compendio, [CN] congresos nacionales, [CI] congresos internacionales y [CL] capítulos de libro.*

[1] https://jcr.clarivate.com/jcr/home?Init=Yes&SrcApp=IC2LS. Consultado el 10-05-2025.

5.1 Artículos publicados que forman parte del compendio

Los tres artículos científicos que forman el compendio de esta tesis doctoral pertenecen al Primer cuartil (Q1) y Segundo cuartil (Q2) según la base de datos JCR. A continuación, en la Tabla 5.1 se muestran los datos más relevantes de las publicaciones, incluyendo la referencia bibliográfica del artículo, revista, editorial, año de publicación, factor de impacto Índice de Impacto (IF) y cuartil. Cada una de las publicaciones que componen el compendio de esta tesis incorpora un repositorio público asociado, con el objetivo de facilitar la reutilización y validación de los resultados presentados. Los tres repositorios abarcan diferentes contribuciones: el núcleo funcional del framework inmersivo, datos cinemáticos registrados en sesiones de experimentación y clases que implementan algoritmos de calibración y ajuste dinámico del entorno virtual al ROM.

Tabla 5.1: *Tabla resumen de los artículos científicos incluidos en el compendio de la tesis doctoral.*

Artículo	Revista	Editorial	Año	IF	Cuartil
[42]	SoftwareX	Elsevier BV	2023	2.5	Q2
[46]	IEEE Access	IEEE	2024	3.4	Q2
[50]	Virtual Reality	Springer	2025	3.2	Q1

Rehab-Immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation

- **Autores:** V. Herrera, D, Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, A. de los Reyes, C. Glez-Morcillo, J. Albusac.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** SoftwareX.
- **Editorial:** Elsevier BV.
- **ISSN:** 2352-7110.
- **Año:** 2023.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.1016/j.softx.2023.101412
- **Categoría:** Computer Science, Software Engineering.
- **Factor de Impacto (2023):** 2.5.
- **Factor de Impacto a 5 años(2023):** 2.8.
- **Ranking JCR:** Q2.
- **Repositorio:** https://github.com/ElsevierSoftwareX/SOFTX-D-23-00044

SoftwareX 23 (2023) 101412

Contents lists available at ScienceDirect

SoftwareX

journal homepage: www.elsevier.com/locate/softx

Original software publication

Rehab-Immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation

Vanesa Herrera [a], David Vallejo [a,*], José J. Castro-Schez [a], Dorothy N. Monekosso [c], Ana de los Reyes [b], Carlos Glez-Morcillo [a], Javier Albusac [a]

[a] Department of Information Technologies and Systems, University of Castilla-La Mancha, Paseo de la Universidad 4, 13071 Ciudad Real, Spain
[b] Biomechanics and Technical Aids Unit, National Hospital Nacional de Parapléjicos, Carretera de la Peraleda s/n, 45004 Toledo, Spain
[c] Department of Computer Science, Durham University, Stockton Road, Durham, DH1 3LE, United Kingdom

ARTICLE INFO

Article history:
Received 16 January 2023
Received in revised form 10 May 2023
Accepted 13 May 2023

Keywords:
Virtual reality (VR)
Upper-limb rehabilitation
Software framework
Spinal cord injuries (SCI)
Kinematic data
Box & Block test

ABSTRACT

In this article, we present a framework, called Rehab-Immersive (RI), for the development of virtual reality clinical applications as a complement to the rehabilitation of patients with spinal cord injuries. RI addresses the interaction of patients with virtual worlds, considering upper limb motor impairments. A preconfiguration allows customization for each patient's specific needs. RI also stores kinematics data, providing clinical staff with a valuable tool to evaluate progress and patient exercise performance. As an example, a virtual version of the Box & Block test is presented.

© 2023 The Authors. Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Code metadata

Current code version	1.0
Permanent link to code/repository used for this code version	https://github.com/ElsevierSoftwareX/SOFTX-D-23-00044
Permanent link to Reproducible Capsule	https://github.com/ArticifialIntelligenceAndRendering/RehabImmersive/tree/main/apk
Legal Code License	MITLicense
Code versioning system used	git 2.33.0
Software code languages, tools, and services used	C++, OpenXR Plugin 1.5.3, TextMeshPro 3.0.6, Meta Movement 1.3.2, Oculus Integration 46.0, JsonUtility, AndroidJavaClass, Unity 2021.3.12f1.
Compilation requirements, operating environments & dependencies	Oculus Quest 2, Unity 2021.3.12f1, OVRBuild APK (optional).
If available Link to developer documentation/manual	https://github.com/ArticifialIntelligenceAndRendering/RehabImmersive/blob/main/doc/DeveloperDocumentation.md
Support email for questions	Vanesa.Herrera@uclm.es

1. Motivation and significance

Over the last decade, Virtual Reality (VR) has undergone significant developments. Its application has expanded to various fields of society thanks to technological advances and the availability of more affordable and user-friendly VR devices. These fields include leisure, industry, education, architecture, and healthcare [1–3]. In the latter, VR has been proven so far to be beneficial for patients with psychological, social, or physical issues [4–6].

Multiple studies support the use of VR in rehabilitation [7–9] as a complement of the conventional therapy received by patients. Virtual rehabilitation offers several benefits, such as increasing patient motivation and participation [10], improve motor function [11], reduce pain [12,13] anxiety and depressive symptoms [14], as well as providing objective monitoring and measurement of progress by the rehabilitator or therapist even remotely [15].

In this context, interaction methods are essential as they enable patients to engage with the environment and perform tasks within it. In a virtual environment, patients have access to various interaction methods, such as (i) tracking devices, such as gloves or suits equipped with sensors [16], (ii) controllers (joysticks,

* Corresponding author.
E-mail address: David.Vallejo@uclm.es (David Vallejo).

https://doi.org/10.1016/j.softx.2023.101412
2352-7110/© 2023 The Authors. Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

keyboards, or mice) [17–19], (iii) voice command control [20], and (iv) gesture and facial expression recognition [21].

However, not all interaction modes are suitable for users with motor impairments, such as individuals with spinal cord injury (SCI) who often have limited mobility in their hands. This can make it difficult to use controllers or tracking devices that require hand movement and limits the actual finger and grasp movements [22]. Fortunately, recent technological advances have led to the development of non-intrusive devices such as head-mounted displays (HMDs) that can track hand movements via external cameras integrated into the helmet. These devices provide an alternative means of interaction for individuals with SCI and other motor impairments [23].

In the context of upper-limb rehabilitation, reliable hand tracking is essential for effective rehabilitation. In addition to this requirement, the systems must be able to recognize both the types of grip and the limitations of each individual patient. This latter factor significantly influences the interaction between the patient and virtual targets, as well as the creation of accessible and adaptable virtual environments. Furthermore, the systems must have the ability to record all data generated during the performance of exercises. This data provides a fundamental means for therapists to make objective assessments of the patient's progress.

Existing studies do not cover all the aspects indicated. Some, such as those by Hashim et al. [24], use non-immersive VR. However, various studies support that the use of VR enhances three-dimensional perception of space, in contrast to non-immersive virtual reality [25]. Additionally, another advantage of immersive VR is the positive impact of VR immersion on the flow experience [26].

Other studies, such as [22] use controllers, which makes it difficult to accurately analyzing finger mobility, as they rely on the user's ability to manipulate them effectively. Some patients may not have the dexterity or strength to use controllers, which can limit the usefulness of this type of technology for rehabilitation. In the VR tool developed by Palaniappan and Duerstock [27], they propose a solution to the use of controllers among individuals with tetraplegia. Specifically, the controller is customized to be fastened to the arm via a velcro strap. They subsequently developed a pilot VR exergame with customizable gameplay parameters and an accessible interface [28]. Edwin et al. [29] uses an immersive VR system that utilizes HMD and Leap Motion Controller (LMC). This system eliminates the lack of depth by integrating the tracking performed by the LMC with a VR headset. However, this article does not mention the storage of critical information for the study of the exercise, the adaptation of the virtual environment to the patient, or other possible types of interaction. Also, studies such as [30] suggest that the technology provided by the Oculus Quest 2 is much more accurate than the single forward-facing sensor in the LMC.

The work of Pereira et al. [31] presents a serious game of VR using a HMD for hand rehabilitation therapy. This case is an immersive system, where the tracking is performed by the HMD itself. However, it has certain limitations, such as the type of interaction that the patient can perform: poke, single pinch, and multi-finger pinch. The software does not recognize other functional grasps (palmar pinches) or interaction of the raycast type.

Previous research has not identified a grasping or pinch type that does not involve direct touch. While some studies have recognized a pinch when the thumb fingertip touches another fingertip, this approach does not consider the volume of the object being grasped and does not accurately reflect the natural way in which an object is pinched. Additionally, these solutions do not adapt the configuration of the virtual environment to the individual needs of each patient. In contrast, our proposal addresses these limitations and provides a comprehensive approach to grasping and pinching in the virtual environment.

In this work, we present RI, that serves as a basis and support for the development of VR applications focused on the rehabilitation of the upper limbs (UL). The proposed software offers fundamental functions for manipulating objects in virtual environments, considering patient limitations, so that developers can focus solely on designing and developing new applications. In addition, RI also offers as a service the recording of kinematics during exercises. These data are accessible from the rehabilitation apps developed on RI and can be analyzed by therapists to objectively evaluate the progress of patients.

2. Software description

Fig. 1 illustrates a multilayer architecture in which the upper layer would house new applications for upper limb rehabilitation. These applications, especially developed with Unity 3D and C# for Oculus Quest 2, would be supported by RI, occupying the layers immediately below.

The layered set provides basic functionality to any hand rehabilitation software, and the construction of modular and scalable systems. Our proposal consists of three main layers: (i) configuration and calibration, (ii) hand interaction and (iii) data persistence.

First, the *configuration and calibration* layer plays a crucial role in ensuring that the virtual environment is customized to meet the specific needs of the patient. This layer is responsible for loading and storing the virtual environment preferences for each patient, as well as associating kinematic data from each session with the patient's identity. In this way, calibration is only required once per patient. The system recognizes the patient identifier and updates the scenario based on the stored configuration. This configuration remains unchanged unless certain characteristics of the patient are altered. For example, the autogrip function may be necessary at the outset, but after several sessions, the patient may be able to perform functional grasps, requiring a reconfiguration. By maintaining a historical log of this data, it is possible to track progress and make ongoing adjustments to the virtual environment, such as adjusting the size of objects, the distance between objects and the patient, or calibrating the grip to accommodate any limitations in hand movement.

Second, the *hand interaction* layer serves as the core of the system, responsible for modeling and detecting the various types of interactions that the patient can perform with the virtual environment. This layer also provides audiovisual feedback in response to these interactions, enhancing the immersive sensations for the patient. As the central component of the system, the hand interaction layer plays a key role in enabling the patient to interact with the virtual world in a meaningful and engaging way.

Finally, the *persistence* layer stores important information about the kinematics of the hand, arm, and head. This layer also maintains a history of executed applications and achievements, which can be used in conjunction with the kinematic data to track the patient's progress and analyze their evolution.

The following sections describes in greater detail each of these layers that are part of RI.

2.1. Configuration and calibration layer

This layer stores information on the user's preferences in a configuration file. This information represents the setting of various elements within the virtual rehabilitation application. Depending on the VR rehabilitation application, it is possible to configure different elements, such as:

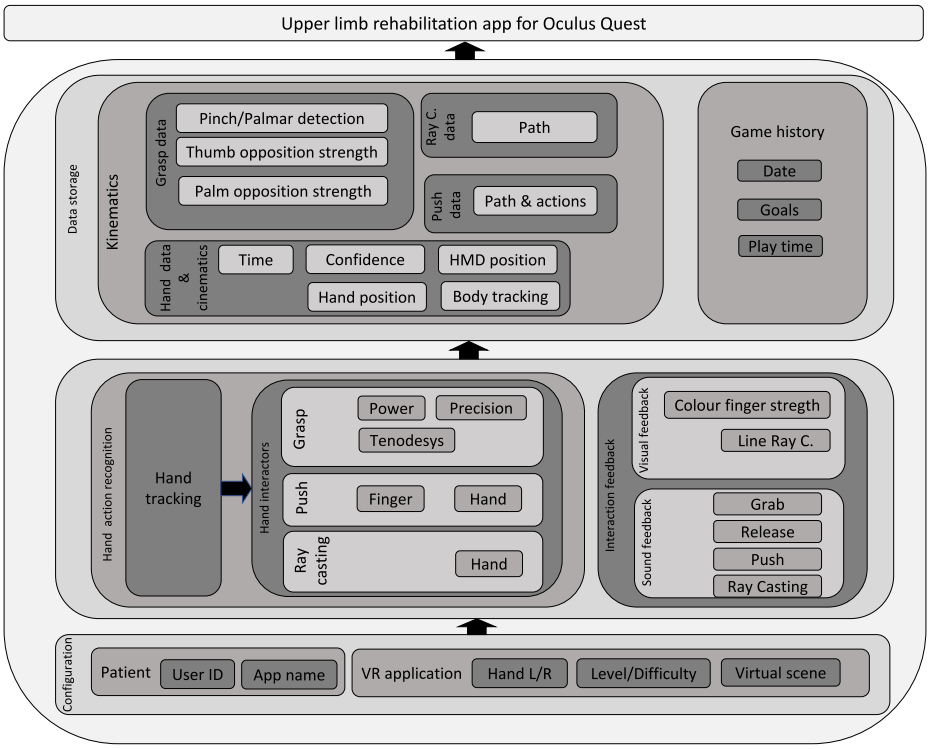


Fig. 1. Multi-layer architecture that supports RI for the development of virtual upper-limb rehabilitation applications.

- The hand which receives the UL treatment in function of the dominance (right-or left-handed).
- The location of objects with which the user can interact in the virtual space.
- The level of difficulty of the exercise.
- Grip calibration. Additionally, if the virtual rehabilitation application involves grip-based interactions, it may be necessary to conduct calibration to ensure the program is able to accurately detect various grips and pinches. If this is not possible, the exercise can be completed in "autogrip" mode, whereby objects are automatically grasped and released when they reach their designated target position.

2.2. Hand interaction layer

The middle layer of the system comprises three interconnected modules: (a) hand tracking, (b) hand interaction control, and (c) audiovisual feedback to enhance immersion.

The hand tracking feature is provided by Meta Quest Oculus software development kit (SDK). RI supported by this SDK offers three types of hand interaction: grasp, push, and ray casting. Grasp allows the user to pick up, hold, and release objects within the virtual environment. Push enables the user to press or activate certain elements in the virtual space, while ray casting allows the user to trace a virtual ray from the center of the hand to a specific object in the scene, that is intended to be interacted with. The system is capable of detecting a wide range of functional grasps, including both power and precision grasps (see Fig. 2). In addition to these commonly used grips, the system also supports the so-called tenodesis grasp, which is utilized by patients with spinal cord injuries (SCIs) who have limited finger function [32]. One notable feature of these grasping and pinching capabilities is that they have been modified to account for the volume of virtual objects. The degree of grasping or pinching is adjusted to mimic the natural grip on the virtual object, so it is not necessary to physically touch the elements of the hand (e.g. fingers and palm) but rather the volume of the object is taken into consideration.

In addition to grasp and pinch interactions, RI also supports a *Push* interaction that can be used in settings menus to allow users to access options by pushing a button when their hand passes over the surface (see Fig. 3). This simple interaction allows patients to interact with and operate VR applications independently, regardless of the severity of their hand impairments.

The final interaction mode supported by RI is *ray casting* (see Fig. 3), which can be used to track the movement of the hand in the virtual space, allowing the user to interact with virtual objects or perform certain tasks. This interaction is often used in rehabilitation exercises that focus on the wrist, arm, and/or forearm. In virtual interactions within a 3D environment, it is important for the patient to receive feedback on their actions. In VR environments, it is common to use haptic controllers as a feedback mechanism. However, RI does not utilize these controllers due to the physical characteristics of the targeted patients. Among the main reasons, it is worth mentioning the extra weight they would add and the requirement for external assistance in positioning these components. Additionally, many of these patients not only have limited finger movement but also experience a lack or decrease in tactile sensitivity. Instead, the current system has used audiovisual elements to support user interaction with virtual objects and actions. However, feedback from the virtual environment is crucial for the natural processing of actions. Therefore, this paper proposes to explore as future work the mixed reality as an alternative feedback and interaction method for virtual environments. As previously mentioned, the

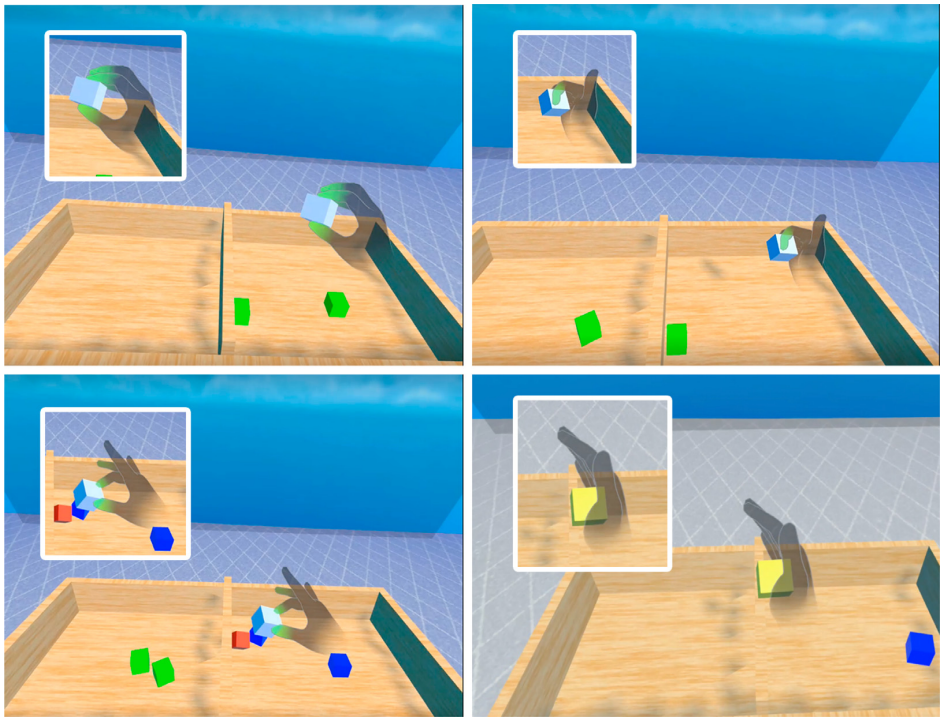


Fig. 2. Multiple types of grasps supported by the system. Top-Left: multi-finger pinch. Top-Right: palmar grasp. Bottom-Left: single pinch. Bottom-Right: autogrip.

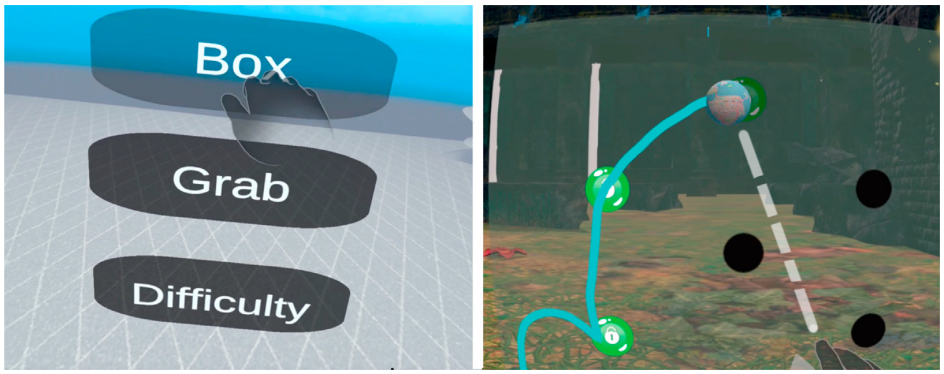


Fig. 3. Left: push interaction; Right: Ray Casting interaction. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

system provides visual and auditory support to provide feedback on patient actions and interactions in the virtual world. This feedback serves to inform the patient of the current state of the interaction and whether the exercise is being performed correctly. The feedback is associated with three elements: the hand or hands being used for interaction, the interactable elements within the virtual environment, and the success or failure of an exercise. Depending on the type of interaction, the feedback may vary for the first two elements:

- Grasp: When the fingertips approach an element that can be interacted with, they turn purple. When the object is grabbed, a sound is emitted, and while it is being held, the fingertips turn green and the object becomes gray.
- Push: When an element is pressed, a sound is emitted.
- Ray cast: A line is drawn from the center of the hand to visualize the emitted ray. If the ray passes through the objects in a correct path, the objects will change color.

2.3. Persistence layer

The *persistence* layer is essential for the analysis of exercise performance. By storing kinematic data and other relevant information, it enables posterior analysis to determine whether exercises were performed correctly. The stored data includes the variables shown in Table 1.

Together with these variables, grasp strength is an important factor in many tasks and activities. It is influenced by various factors such as muscle strength, dexterity, and cognitive function. With RI, we recorded the thumb's effort relative to the rest of the fingers (pinch) and the effort of each individual finger relative to

Table 1
Variables stored by the persistence layer.

Variable	Data type	Range of values	Description
Frame number	Integer	0 to *n*	The frame number from the start of the exercise
Time	Float	0 to *n* seconds	The time measured in seconds
Head position	Vector	*x*, *y*, *z* coordinates	Position of HMD in 3D Space
Hand detection	Boolean	True or false	Detection of hand (detected or undetected)
3D position of hand	Vector	*x*, *y*, *z* coordinates	3D position of the hand in space
High confidende	Boolean	True or false	Confidence hand tracking, if true then the confidence level is high
Hand position	Vector	*x*, *y*, *z* coordinates	Position of hand in 3D Space
Hand velocity	Vector	*x*, *y*, *z* coordinates	Hand velocity value in every directions
Pinch detection	Boolean	True or false	Detection of a pinch (true or false)
Palmar grasp detection	Boolean	True or false	Detection of a palmar grasp (true or false)
Autogrip	Boolean	True or false	Autogrip mode
WristTwist force	Float	0 to 360	Degree of hand rotation relative to the wrist

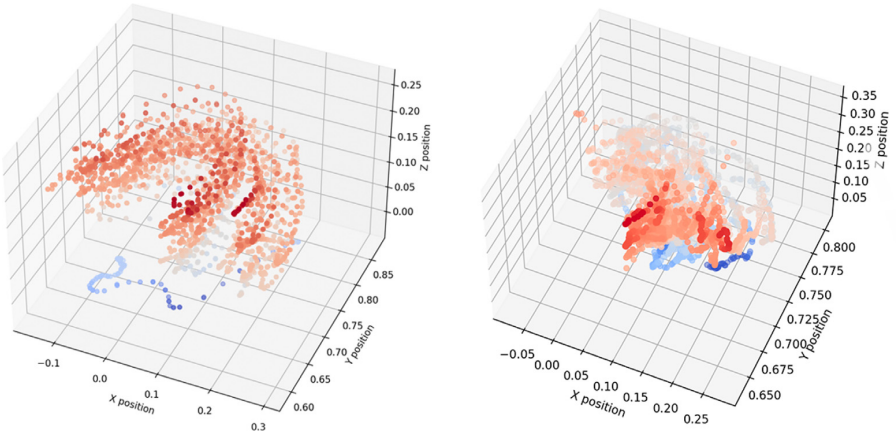


Fig. 4. 3D Heat Map depicting BBT performance by a healthy person (left side) and by a patient with cervical injury (right side). Upon visual inspection, it is evident that the pattern executed by the patient on the right side is more fragmented and lacks the rhythmic or cyclic quality observed in the healthy person on the left side. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

the palm (palmar grip). Confidence degree data is used for the rejection of false negatives, providing information on the accuracy of hand tracking. Other data, such as the position of the head is used to detect compensatory movements that may hinder the rehabilitation process.

3. Illustrative example

To facilitate the reader's visualization of what RI offers, we have created a complementary video (https://youtu.be/FhzBlR0wGIY)that shows, from the perspective of the patient, the virtual world in which they would be immersed during upper limb rehabilitation. This video showcases the different types of pinchs and grips that RI supports.

Specifically, a VR Box and Block Test (VR-BBT) is presented. This test is widely used in rehabilitation and occupational therapy because it allows for the measurement of unilateral manual dexterity [33]. It is a simple test used in spinal cord injuries, fibromyalgia, geriatrics, and multiple sclerosis, among others.

To perform the BBT, a wooden box measuring 53.7 cm × 25.4 cm × 8.5 cm, divided into two equal compartments, is required. Initially, 150 blocks of wood, in the colors blue, yellow, or red, with dimensions of 2.5 cm, are placed in one of the compartments. The initial configuration depends on the hand being evaluated. The patient sits in front of the box and must move as many blocks as possible from one compartment to the other within 60 s [34] Figs. 2, 3 and the referenced video show images of a virtual implementation of the BBT developed on RI. On the other hand, Fig. 4 shows an example of a possible visual analysis from the kinematics recorded by the system.

4. Impact

This work was completed by a multidisciplinary team of researchers with backgrounds in computer engineering and biomechanics, in collaboration with clinical staff at the Hospital Nacional de Parapléjicos in Toledo, Spain. Fig. 5 shows a patient in such a hospital, during a rehabilitation session, using the proposed system. This collaboration allowed for the development of a user-centered methodology based on a co-creative approach involving researchers, clinicians, and patients. We believe that this approach has enhanced the quality of the proposed software architecture and increased patient commitment and motivation. The active participation of patients and clinicians was sought not only during the initial design phase, but also during concept testing and subsequent refinement. After each test, valuable feedback was collected on various aspects, including ease of use, depth perception, aesthetic elements and similarity of interactions to real-life scenarios.

This allows researchers who use the proposed system to align their own interests with the practical nature of the proposal. From a clinical perspective, researchers have a tool to complement and measure the effects of immersive VR-based rehabilitation therapy. From a technological development perspective, as previously mentioned, researchers and developers can also enhance the functional capabilities of the system and integrate additional exercises and grip modes.

The system is currently undergoing evaluation at the aforementioned hospital with patients suffering from spinal cord injuries who require upper-limb physical rehabilitation. This phase represents the step prior to a clinical trial with a representative



Fig. 5. Patient using the system in the Hospital Nacional de Parapléjicos in Toledo, Spain. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

sample of patients to validate aspects of functionality, usability, and clinical application on a larger scale.

This methodology will be tested during the next experimental phase that will be carried out on a sample of healthy individuals and a larger number of SCI patients. This experimental phase will last 2 months for each participant, with 3 weekly sessions of approximately 30 min each using the immersive VR applications developed.

5. Clinical study

RI was initially tested on healthy individuals. Therefore, ten healthy participants, aged between 15 and 39, were included in the study. The participants who took part in the BBT task were all right-handed and completed it under two distinct experimental conditions: the real environment and an immersive virtual environment facilitated by the Oculus Quest 2.

Three trials of each experimental condition were performed, and the variable measured was the total number of blocks passed to the other side of the box in one minute. The mean value of the three trials was considered for analysis for each condition.

A preliminary trial was performed to familiarize participants with virtual environment. No familiarization was considered necessary for the real BBT, except for the 15 s allowed by the real test.

The performance in the real BBT was significantly higher than in the VR modality 83 ± 17 blocks in the real test vs. 69 ± 21 blocks in the immersive VR version ($p \prec 0.05$) (see Fig. 6). However, if we selected only participants with previous experience in virtual environments ($n = 8$), no statistically significant differences were found between the real BBT and the immersive VR version.

6. Conclusions

In this article, we have presented RI that aims to support the development of virtual reality (VR) applications for upper limb rehabilitation in a clinical setting. The creation of new VR-based technological solutions for upper limb rehabilitation can serve as a supplement to more traditional therapies. In this context, RI aids in the search for indicators related to the effectiveness of VR-based therapies, which are currently limited, as well as the analysis of the kinematic characteristics of rehabilitation movements performed by patients. RI has several benefits for different stakeholders.

For software developers, RI addresses fundamental issues such as hand tracking and interaction with virtual objects, taking into account the motor limitations of patients. This allows developers to focus on creating higher-level rehabilitation apps, knowing that the basic foundations are already in place. In other words, it is possible to utilize the natural interaction mechanisms and the various types of grips supported by the system to create applications with a broader scope in terms of physical rehabilitation.

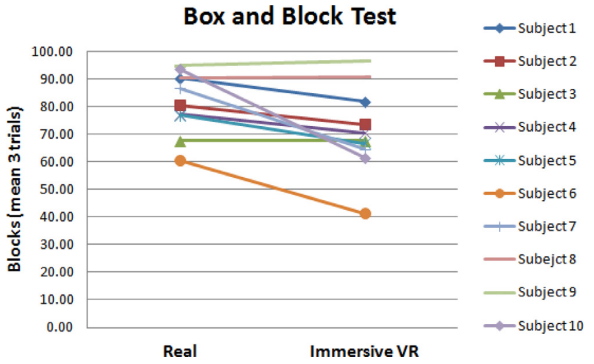


Fig. 6. Performance of each participant within each experimental condition. All the participants maintain the same trend. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

For therapists and patients, RI offers a range of benefits as well. Therapists can use the recorded and stored kinematic data to objectively evaluate the progress of their patients and make informed decisions about their treatment plan. They can also analyze the data over time to track the patient's evolution and identify areas of improvement. Meanwhile, patients can benefit from more precise and motivating rehabilitation tools, supported by RI. Overall, RI has the potential to enhance the rehabilitation experience for both therapists and patients.

Several improvements to the system are proposed for future work. Firstly, the use of mixed reality technology to allow patients to interact with real objects within a virtual environment, allowing them to manipulate and grasp tangible objects while enjoying the benefits of gamification and kinematic data storage. Secondly, attention will be paid to the automatic personalization of the virtual environment. Although user preferences are currently stored, prior calibration and subsequent manual adjustments are required to ensure an optimal user experience. To address this issue, an automatic adjustment of the level of interaction and

virtual environment elements can be established based on the analysis of specific data such as trunk movement, arm supination or grasp strength. Finally, for future developments, voice commands will be used to perform certain actions, such as selecting options in the initial menu.

CRediT authorship contribution statement

Vanesa Herrera: Conceptualization, Methodology, Software, Validation, Data curation, Writing – original draft, Writing – review & editing, Visualization. **David Vallejo:** Methodology, Validation, Investigation, Writing – original draft, Writing – review & editing, Funding acquisition. **José J. Castro-Schez:** Methodology, Formal analysis, Investigation, Writing – original draft, Writing – review & editing, Funding acquisition. **Dorothy N. Monekosso:** Validation, Formal analysis, Investigation, Writing – original draft, Writing – review & editing. **Ana de los Reyes:** Conceptualization, Software, Validation, Formal analysis, Investigation, Resources, Writing – review & editing. **Carlos Glez-Morcillo:** Conceptualization, Validation, Investigation, Writing – review & editing, Visualization, Supervision, Project administration, Funding acquisition. **Javier Albusac:** Conceptualization, Methodology, Validation, Investigation, Writing – original draft, Writing – review & editing, Visualization, Supervision, Project administration, Funding acquisition.

Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Data availability

Data will be made available on request.

Acknowledgments

This work has been founded by the Spanish Ministry of Science and Innovation MCIN/AEI/10.13039/501100011033 under the Research Project: Platform for Upper Extremity Rehabilitation based on Immersive Virtual Reality (Rehab-Immersive), PID2020-117361RB-C21 and PID2020-117361RB-C22.

References

[1] Shorey S, Ng ED. The use of virtual reality simulation among nursing students and registered nurses: A systematic review. Nurse Educ Today 2021;98:104662. http://dx.doi.org/10.1016/j.nedt.2020.104662.

[2] Abich J, Parker J, Murphy JS, Eudy M. A review of the evidence for training effectiveness with virtual reality technology. Virtual Real 2021;25(4):919–33. http://dx.doi.org/10.1007/s10055-020-00498-8.

[3] Raja M, Priya G. Conceptual origins, technological advancements, and impacts of using virtual reality technology in education. Webology 2021;18(2). http://dx.doi.org/10.14704/WEB/V18I2/WEB18311.

[4] Gorman C, Gustafsson L. The use of augmented reality for rehabilitation after stroke: a narrative review. Disabil Rehabil Assist Technol 2022;17(4):409–17. http://dx.doi.org/10.1080/17483107.2020.1791264.

[5] Baghaei N, Chitale V, Hlasnik A, Stemmet L, Liang H-N, Porter R, et al. Virtual reality for supporting the treatment of depression and anxiety: Scoping review. JMIR Mental Health 2021;8(9):e29681. http://dx.doi.org/10.2196/29681.

[6] Sumdani H, Aguilar-Salinas P, Avila MJ, Barber SR, Dumont T. Utility of augmented reality and virtual reality in spine surgery: a systematic review of the literature. World Neurosurg 2022;161:e8–17. http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2021.08.002.

[7] Chen J, Or CK, Chen T. Effectiveness of using virtual reality-supported exercise therapy for upper extremity motor rehabilitation in patients with stroke: Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. J Med Internet Res 2022-06-20;24(6):e24111. http://dx.doi.org/10.2196/24111.

[8] Maggio MG, Latella D, Maresca G, Sciarrone F, Manuli A, Naro A, et al. Virtual reality and cognitive rehabilitation in people with stroke: An overview. J Neurosci Nurs 2019-04;51(2):101. http://dx.doi.org/10.1097/JNN.0000000000000423.

[9] Toldo JMP, Arjona M, Campos Neto GC, Vitor T, Nogueira SA, Amaro Jr E, et al. Virtual rehabilitation in parkinson disease: A dopamine transporter imaging study. Am J Phys Med Rehabil 2021-04;100(4):359–66. http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0000000000001574.

[10] Jonsdottir J, Bertoni R, Lawo M, Montesano A, Bowman T, Gabrielli S. Serious games for arm rehabilitation of persons with multiple sclerosis. A randomized controlled pilot study. Multiple Scler Relat Disord 2018-01-01;19:25–9. http://dx.doi.org/10.1016/j.msard.2017.10.010.

[11] Rogers JM, Duckworth J, Middleton S, Steenbergen B, Wilson PH. Elements virtual rehabilitation improves motor, cognitive, and functional outcomes in adult stroke: evidence from a randomized controlled pilot study. J NeuroEngineering Rehabil 2019-12;16(1):56. http://dx.doi.org/10.1186/s12984-019-0531-y.

[12] Griffin A, Wilson L, Feinstein AB, Bortz A, Heirich MS, Gilkerson R, et al. Virtual reality in pain rehabilitation for youth with chronic pain: Pilot feasibility study. JMIR Rehabil Assist Technol 2020-11-23;7(2):e22620. http://dx.doi.org/10.2196/22620.

[13] Gupta A, Scott K, Dukewich M. Innovative technology using virtual reality in the treatment of pain: Does it reduce pain via distraction, or is there more to it? Pain Med 2017-08;19(1):151–9. http://dx.doi.org/10.1093/pm/pnx109.

[14] Maresca G, Maggio MG, Buda A, La Rosa G, Manuli A, Bramanti P, et al. A novel use of virtual reality in the treatment of cognitive and motor deficit in spinal cord injury. Medicine 2018-12-14;97(50):e13559. http://dx.doi.org/10.1097/MD.0000000000013559.

[15] Kim Y-G. The Effect of The Virtual Reality Rehabilitation System on Activities of daily living, cognitive function, self-esteem in Stroke. J Korea Academia-Ind Coop Soc 2015-08-31;16:5476–84. http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.8.5476.

[16] Shin J-H, Kim M-Y, Lee J-Y, Jeon Y-J, Kim S, Lee S, et al. Effects of virtual reality-based rehabilitation on distal upper extremity function and health-related quality of life: a single-blinded, randomized controlled trial. J NeuroEngineering Rehabil 2016-02-24;13(1):17. http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0125-x.

[17] Buccellato KH, Nordstrom M, Murphy JM, Burdea GC, Polistico K, House G, et al. A randomized feasibility trial of a novel, integrative, and intensive virtual rehabilitation program for service members post-acquired brain injury. Mil Med 2020-02-13;185(1):e203–11. http://dx.doi.org/10.1093/milmed/usz150.

[18] Ko G, Nam S. Bstick: Handheld virtual reality haptic controller for hand rehabilitation. Systems 2022;10(3). http://dx.doi.org/10.3390/systems10030054.

[19] Erhardsson M, Alt Murphy M, Sunnerhagen KS. Commercial head-mounted display virtual reality for upper extremity rehabilitation in chronic stroke: a single-case design study. J NeuroEngineering Rehabil 2020-11-23;17(1):154. http://dx.doi.org/10.1186/s12984-020-00788-x.

[20] Tran P, Jeong S, Wolf SL, Desai JP. Patient-specific, voice-controlled, robotic flexotendon glove-ii system for spinal cord injury. IEEE Robot Autom Lett 2020;5(2):898–905. http://dx.doi.org/10.1109/LRA.2020.2965900.

[21] Sagayam KM, Hemanth DJ. Hand posture and gesture recognition techniques for virtual reality applications: a survey. Virtual Real 2022;21(2):91–107. http://dx.doi.org/10.1007/s10055-016-0301-0.

[22] Everard G, Otmane-Tolba Y, Rosselli Z, Pellissier T, Ajana K, Dehem S, et al. Concurrent validity of an immersive virtual reality version of the Box and Block Test to assess manual dexterity among patients with stroke. J NeuroEngineering Rehabil 2022-12;19(1):7. http://dx.doi.org/10.1186/s12984-022-00981-0.

[23] Masurovsky A, Chojecki P, Runde D, Lafci M, Przewozny D, Gaebler M. Controller-free hand tracking for grab-and-place tasks in immersive virtual reality: Design elements and their empirical study. Multimodal Technol Interact 2020;4(4):91. http://dx.doi.org/10.3390/mti4040091.

[24] Hashim NA, Razak NAA, Osman NAA. Comparison of conventional and virtual reality box and blocks tests in upper limb amputees: A case-control study. IEEE Access 2021;9:76983–90. http://dx.doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3072988, Conference Name: IEEE Access.

[25] Paes D, Irizarry J, Pujoni D. An evidence of cognitive benefits from immersive design review: Comparing three-dimensional perception and presence between immersive and non-immersive virtual environments. Autom Constr 2021;130:103849. http://dx.doi.org/10.1016/j.autcon.2021.103849.

[26] Guerra-Tamez CR. The impact of immersion through virtual reality in the learning experiences of art and design students: The mediating effect of the flow experience. Educ Sci 2023;13(2):185. http://dx.doi.org/10.3390/educsci13020185, Number: 2 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[27] Palaniappan S, Duerstock B. Developing rehabilitation practices using virtual reality exergaming. In: 2018 IEEE international symposium on signal processing and information technology. 2018, p. 090–4. http://dx.doi.org/10.1109/ISSPIT.2018.8642784.

[28] Palaniappan SM, Suresh S, Haddad JM, Duerstock BS. Adaptive virtual reality exergame for individualized rehabilitation for persons with spinal cord injury. In: Bartoli A, Fusiello A, editors. Computer vision – ECCV 2020 workshops. Springer International Publishing; 2020, p. 518–35. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-66823-5_31.

[29] Oña ED, Jardón A, Cuesta-Gómez A, Sánchez-Herrera-Baeza P, Cano-de-la Cuerda R, Balaguer C. Validity of a fully-immersive VR-based version of the box and blocks test for upper limb function assessment in Parkinson's disease. Sensors 2020-05-13;20(10):2773. http://dx.doi.org/10.3390/s20102773.

[30] Apo J, Redei A. Applications of virtual reality hand tracking for self-defense simulation. Int J Comput their Appl 2021;28(1):9.

[31] Pereira MF, Prahm C, Kolbenschlag J, Oliveira E, Rodrigues NF. A virtual reality serious game for hand rehabilitation therapy. In: 2020 IEEE 8th international conference on serious games and applications for health. 2020-08, p. 1–7. http://dx.doi.org/10.1109/SeGAH49190.2020.9201789.

[32] Jung HY, Lee J, Shin HI. The natural course of passive tenodesis grip in individuals with spinal cord injury with preserved wrist extension power but paralyzed fingers and thumbs. Spinal Cord 2018-09;56(9):900–6. http://dx.doi.org/10.1038/s41393-018-0137-4.

[33] Oliveira CS, Almeida CS, Freitas LC, Santana R, Fernandes G, Junior PRF, et al. Use of the Box and Block Test for the evaluation of manual dexterity in individuals with central nervous system disorders: A systematic review. Man Ther Posturol Rehabil J 2016;1–7. http://dx.doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2016.14.436.

[34] Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult norms for the box and block test of manual dexterity. Am J Occup Ther 1985-06-01;39(6):386–91. http://dx.doi.org/10.5014/ajot.39.6.386.

Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment

- **Autores:** V. Herrera, J. Albusac, E. Angulo, C. Glez-Morcillo, A. de los Reyes-Guzmán, D. Vallejo.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** IEEE Access.
- **Editorial:** Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).
- **ISSN:** 2169-3536.
- **Año:** 2024.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3519731
- **Categoría:** Computer Science, Software Engineering.
- **Factor de Impacto (2023):** 3.4
- **Factor de Impacto a 5 años (2023):** 3.7.
- **Ranking JCR:** Q2.
- **Repositorio:** https://github.com/AIR-Research-Group-UCLM/Rehab-HandballVR

IEEE Access
Multidisciplinary ⋮ Rapid Review ⋮ Open Access Journal

Received 13 October 2024, accepted 12 December 2024, date of publication 18 December 2024,
date of current version 30 December 2024.

Digital Object Identifier 10.1109/ACCESS.2024.3519731

RESEARCH ARTICLE

Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment

VANESA HERRERA[1], JAVIER ALBUSAC[1], EUSEBIO ANGULO[2], CARLOS GONZÁLEZ-MORCILLO[1], ANA DE LOS REYES-GUZMAN[3], AND DAVID VALLEJO[1]

[1]Department of Information Technologies and Systems, University of Castilla-La Mancha, 13071 Ciudad Real, Spain
[2]Department of Mathematics, University of Castilla-La Mancha, 13071 Ciudad Real, Spain
[3]Biomechanics and Technical Aids Unit, National Hospital for Paraplegics, 45004 Toledo, Spain

Corresponding author: Javier Albusac (javieralonso.albusac@uclm.es)

This work was supported in part by the Spanish Ministry of Science and Innovation Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIN)/Agencia Estatal de Investigación (AEI)/10.13039/501100011033 under the Research Project: Platform for Upper Extremity Rehabilitation Based on Immersive Virtual Reality (Rehab-Immersive) under Grant PID2020-117361RB-C21 and Grant PID2020-117361RB-C22, and in part by University of Castilla-La Mancha under Project ID 2023-GRIN-34400.

This work involved human subjects or animals in its research. Approval of all ethical and experimental procedures and protocols was granted by the Ethics Committee of the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, Spain.

ABSTRACT Rehabilitation is a critical routine in recovering mobility for individuals with motor limitations due to injury. Consistency in rehabilitation routines is essential for effective recovery, and it depends on the patient's motivation and autonomy. This article introduces a serious game based on Virtual Reality (VR) that immerses the patient in a fully dynamic and engaging training environment for upper limb rehabilitation. It simulates the activity of a handball goalkeeper, compelling the patient to exercise their arms and hands to regain upper limb mobility and trunk inclination to enhance stability, particularly relevant for wheelchair users. The proposed system aims to simplify technology use, featuring a single VR headset integrating body tracking, and functional and spatial-temporal data analysis algorithms, without the need for additional tracking devices. An intuitive, hands-free interface makes the system adaptable to each patient's specific limitations and safe by minimizing overexertion and compensatory actions. Moreover, the proposal allows for the logging of activity data and introduces a set of metrics enabling therapists to assess progress. This facilitates patient autonomy, enabling them to perform their routine in a medical center under professional supervision or at home without needing to commute to the rehabilitation centre. The experimentation focuses on a functional validation of the proposed system by patients and therapists at the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT), as a prerequisite to ensure patient safety and acceptance before undertaking long-term studies to measure the effectiveness and impact of using the proposed serious game on patient recovery and improvement.

INDEX TERMS Serious games, virtual reality, upper-limb rehabilitation, accessibility, adaptability.

I. INTRODUCTION

Upper limb rehabilitation is a crucial component in the recovery process for individuals who have suffered incidents leading to reduced mobility [25]. This includes severe impairments like those resulting from stroke or cervical spinal cord injury (SCI), which can have enduring consequences, affecting an individual's independence and quality of life permanently [35].

The significance of rehabilitation lies in its ability to restore, as much as possible, the lost mobility, which is essential for patients to regain the functionality necessary for

The associate editor coordinating the review of this manuscript and approving it for publication was Tai-hoon Kim.

© 2024 The Authors. This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 License.
For more information, see https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/

their daily activities. Consistency and accuracy in performing rehabilitation exercises are essential to maximizing mobility recovery, which directly impacts the patient's quality of life [12]. Some patients with upper limb motor limitations also have an inability to walk, necessitating the use of wheelchairs. In such cases, exercising the trunk muscles is also essential to improve stability.

However, the repetitive nature of traditional rehabilitation can be monotonous, increasing the risk of treatment abandonment or incomplete exercise execution [15]. In light of this challenge, new technologies, serious games, and gamification techniques emerge as valuable tools to enrich the rehabilitation routine. These innovations offer a more engaging and motivational approach, additionally enabling patients to perform their therapy at home, thus reducing the need for frequent travel and reliance on the continuous availability of a professional [13], [14]. In this technological context, Virtual Reality (VR) emerges as a particularly promising solution. Exercises in gamified immersive environments offer a stimulating rehabilitation space that can improve adherence and treatment efficacy [10], [16]. Among the various applications, those set in sports environments are particularly noteworthy for boosting motivation. This is primarily because they simulate real-life sports settings, which can be inherently motivating and engaging. Participants can experience the excitement and competition of sports, which not only enhances their motivation but also potentially increases their commitment to the rehabilitation process. Recent developments in immersive rehabilitation applications focusing on sports activities have shown significant effectiveness and user acceptance, as evidenced by studies [4], [27], [39].

However, an increase in motivation may not be sufficient to ensure that patients adhere to their therapy and have the possibility of continuing it at home, away from specialized centers. To this end, it is also crucial to simplify and improve the ease of use of the tools employed. In recent years, various authors have proposed semi-immersive technologies that require a complex deployment of devices for tracking movements made by different parts of the body. Examples of these technologies include Kinect, PrimeSenseTM 3D, and the incorporation of trackers or haptic gloves [5], [33]. The low technical knowledge of most patients and relatives, and the motor limitations of those most affected, make these solutions realistically difficult to apply.

With improved motivation and ease of use, another important factor is the creation of adapted and safe training environments. An environment with static characteristics will hardly be able to adapt to the wide variety of existing injuries. Each patient, with a specific injury, has certain limitations. The training space must be flexible to adapt to these limitations, ensuring that exercises are feasible. Moreover, this adaptation must prevent overexertion and compensatory movements to avoid worsening injuries.

Finally, if the patient complements the therapy with exercises at home, away from health professionals, there must be mechanisms for monitoring and data recording that allow the therapist to follow up on the activity afterward. Continuous data recording should also facilitate a long-term progress evaluation.

Our work primarily focuses on patients with SCI, specifically at the cervical levels C5, C6, and C7. These patients are unable to walk and use wheelchairs for mobility. For them, we aim to design an immersive rehabilitation environment that utilizes cutting-edge technologies, which can be employed both in specialized facilities and at home. This environment will be adaptable and safe, validated in a real-world context by both experienced patients and therapists.

Based on the needs outlined above, our proposal is mainly characterized by the following aspects: i) **gamified upper limb & trunk rehabilitation**, proposing a training space for handball goalkeepers that requires the patient to lean the trunk and move arms and hands to block virtual balls, which enhances motivation through the competitive spirit of sports, aimed at ensuring continued adherence to the therapy; ii) **high level of immersion**, thanks to the design and development of a fully immersive VR-based serious game that completely isolates the patient from the real world and prevents distractions that could negatively impact the performance of therapeutic exercises; iii) **increased patient's autonomy & safety**, since the patient can complement therapy at home in a safe and patient-adapted environment to prevent injury aggravation (adjustment difficulty and tailoring of throw destinations based on the patient's mobility range); iv) **usability**, considering that all technology and algorithms are integrated into the VR headset without the use of external devices to enhance ease of use; and v) **remote monitoring** through a cloud-based platform, accessible remotely by therapists for patient monitoring, which records kinematic data, integrates metrics for long-term patient monitoring (e.g. maximum reach range, activity time and endurance, movement capability, among others), and tracks the patient's progress.

The novelty of our proposal therefoe lies mainly in the following contributions:

- A fully immersive and gamified approach, where all the necessary technology (software and hardware) is integrated into a single device, making the solution user-friendly and autonomous for individuals with motor limitations.
- A design approach based on tailoring the environment to the needs of each patient, according to their condition and level of progress at any given time. In this sense, such customization includes defined safety issues to ensure that the patient performs their rehabilitation exercises safely and according to the guidelines set by their therapist.
- Activity tracking and cloud storage capabilities to facilitate remote monitoring of the patient's progress by therapists. From the kinematic data recorded, the calculation of proposed metrics allows for the measurement

of patient progress in an objective manner. Examples of these proposed metrics include: maximum reach range (through the areas where throw detection occurs), activity time and endurance, effectiveness (number of stops during a specific time period), degree of improvement between sessions, distribution of movements into quartiles (assessment of safe movements), hand speed, movement capability, and movement irregularity.

The experimentation conducted in this study primarily aims to functionally validate the proposed system and ensure its adaptability facilitates the creation of safe exercise spaces. We believe that achieving this objective is an important first step before a long-term clinical study can be conducted in the future to evaluate the system's impact on patient outcomes. This effort is supported by collaboration with the Hospital Nacional de Parapléjicos in Toledo (HNPT) and involves the participation of patients and therapists. The HNPT is a nationally and internationally recognized center for SCI treatment. Founded in 1974, it provides comprehensive care to patients with this condition. Its work extends beyond medical assistance, as it also engages in significant research activities and promotes the social integration of individuals with spinal injuries through its foundation.

The serious game proposed is part of a platform called Rehab-Inmersive [18], which was designed and developed over a four-year research project, resulting from a collaboration between the Department of Information Technology and Systems and the HNPT. Therefore, unlike other standalone serious game proposals found in the literature, this game is integrated into a platform that provides a comprehensive solution for upper limb rehabilitation.

The rest of the paper is structured as follows. Section II discusses previous work related to the topic at hand. Section III provides a detailed overview of the architecture of the Rehab-Immersive platform, which underpins our proposal. Section IV presents the VR-based serious game for upper limb rehabilitation through goalkeeper training. Section V presents the experimentation, obtained results and discussion, limitations and future work. Finally, Section VI ends the paper with conclusions.

II. RELATED WORK

The use of gamification and serious games in upper limb rehabilitation offers several key benefits, such as increased motivation and engagement, immediate feedback and customisation. Within this context, a recent systematic review evaluated the effectiveness of serious games, implemented on various technological systems, for upper limb recovery after stroke [11]. The review analyzed 42 randomized controlled trials involving 1760 participants, comparing serious game interventions to conventional therapies. The meta-analysis revealed that serious games led to significantly better improvements in UL function, activity, and participation, with long-term effect retention observed for UL function. The study concluded that serious games are more effective than conventional treatments in UL recovery post-stroke.

The importance of pain distraction, emotional and psychological benefits, and social interaction must also be highlighted [4]. Herne et al. aimed to assess the engagement of stroke survivors using a Desktop VR-based Serious Game for upper limb rehabilitation [17], focusing on 15 game design principles. The results showed that all 15 tested principles were considered engaging by the participants, with feedback being highlighted as crucial. However, there was a lack of consensus on other important design factors, suggesting the need for more personalized experiences to optimize engagement.

Baluz et al. developed the Rehabilite Game (RG) as a gesture-based serious game for upper limb rehabilitation [7]. Experiments involved 33 participants, including physiotherapists and patients, who used the game in different settings. The results showed high satisfaction levels and positive feedback from both physiotherapists and patients, suggesting that RG can be considered as a complementary therapy tool for motor rehabilitation in clinical and home environments and should be further evaluated in clinical trials against other rehabilitation techniques.

A recent study introduced a wearable multimodal serious games approach for hand movement training in stroke patients [34]. It utilizes a combination of force myography (FMG), electromyography (EMG), and inertial measurement unit (IMU) sensors worn on the affected arm to classify hand movements accurately. Two serious games were developed for training, and the results showed that the multimodal sensor fusion significantly improved movement classification accuracy, with an 81.0% accuracy rate for 12 movements. Stroke patients reported increased enthusiasm for this approach compared to conventional methods and believed it could be beneficial for improving upper limb motor function, indicating its potential as an effective rehabilitation tool.

A more specific research work is discussed in [21], whose prototype was designed to be used with standalone headsets and natural hand gestures for interaction, making it more immersive and user-friendly. A study involving 28 participants, including those with motor problems, compared hand-based interaction with controller-based interaction. The results showed that both groups completed the exercises, with no significant differences in the number of attempts, although the controller group completed the exercises faster. Participants generally preferred hand-based interaction, with all motor problem participants favoring it. This suggests that hand-based interaction with standalone headsets can enhance motivation, gain acceptance among motor rehabilitation patients, and facilitate home-based exercise therapy.

Garzo et al. proposed ArmAssist (AA), a tele-rehabilitation system designed to support poststroke individuals in maintaining upper limb rehabilitation from the comfort of their homes [13]. AA incorporates robotic modules equipped with various sensors to both train and assess the voluntary movements of users. It also features an assessment platform

that utilizes serious games not only to engage users but also to autonomously evaluate the progress of arm and hand function over time. Furthermore, AA enables at-home rehabilitation with minimal remote supervision from therapists.

The systematic review carried out by Provença et al. on the use of technological gaming platforms with serious games for upper limb rehabilitation in patients with neuromotor disorders analyzed data from 38 studies [29]. The review found that most of the articles (92%) were published after 2010 and identified 35 different types of gaming platforms. Among the studies included, 21 conducted clinical trials, with only eight reporting improvements in the target population after using these games and platforms. The review suggests an emerging paradigm in rehabilitation using serious gaming technologies, acknowledging their potential benefits but emphasizing the need for more research and clinical studies to fully integrate these platforms into rehabilitation practices.

A related work addressed the effectiveness of serious games using the Leap Motion Controller (LMC) for improving UL functions in patients with multiple sclerosis [9]. In a single-blinded randomized controlled trial, participants were divided into two groups: one received conventional rehabilitation and LMC-based Serious Games treatment, while the control group only received conventional rehabilitation. Both groups underwent two 60-minute sessions weekly over ten weeks, with assessments conducted pre-treatment, post-treatment, and after a one-month follow-up without treatment. The results showed that the experimental group exhibited significant improvements in coordination, speed of movements, and both fine and gross UL dexterity, with lasting effects observed in the follow-up.

VR has the potential to significantly enhance gamification-based upper limb rehabilitation through the use of immersive technology [39]. In particular, VR creates engaging and distracting environments that make exercises more enjoyable and less monotonous, allowing patients to safely practice complex movements in a controlled virtual space. It also enhances multimedia feedback by providing immediate multi-sensory feedback, which is critical for correct exercise performance. VR also greatly facilitates home rehabilitation, increasing convenience and adherence to therapy programmes. In recent years, a significant amount of research has been published discussing how VR can positively impact on upper limb rehabilitation [4], [20].

Pereira et al. presented a VR game aimed at improving hand rehabilitation physiotherapy [28], in which they focused on limited exercise variety and challenges in accommodating patients with hand wounds or deformities. The designed game was tested by seven healthy individuals participants, evaluating hardware and software usability and providing improvement suggestions.

Stroke is a leading cause of adult disability, and recent advancements in game-based VR are increasingly used for stroke rehabilitation. A recent systematic review and meta-analysis of 20 clinical trials, focused on game-based VR's impact on upper limb motor function and quality of life post-stroke, showed positive results [2]. These findings, based on trials selected from major databases and evaluated for quality, highlight the effectiveness of VR interventions in improving motor function and quality of life in stroke survivors.

Another study explored the impact of the Microsoft Xbox 360 Kinect video game system, combined with conventional therapy, on upper limb motor functions in subacute stroke patients [20]. Involving 42 patients, the study compared a group receiving conventional therapy with one that also used the Kinect system for 30 minutes daily. Results showed significant improvements in motor function and independence in both groups, with the Kinect group exhibiting notably higher gains in some measures. The study suggests that Kinect-based games could enhance stroke rehabilitation, but emphasizes the need for more extensive randomized trials to optimize treatment duration and intensity.

Some authors focus on the effectiveness of VR and gaming interventions in enhancing upper extremity function after a stroke [22]. Particularly, improvements measured by standardized tests and examined factors like treatment dose and motor impairment severity are involved. The results showed that VR and gaming interventions led to a 28.5% average improvement, with a notable 10.8% greater benefit when incorporating gaming elements compared to just visual feedback. A related research study, conducted in two rehabilitation centers, involved twelve patients who underwent VR training with upper extremity tasks using the HTC Vive HMD [23]. The program consisted of 10 sessions, each lasting 30 minutes. The study monitored participation, adverse effects, and measured functional outcomes before and after the intervention, alongside a self-reported usability questionnaire. Results indicated significant functional improvements in patients who completed the training, with high overall satisfaction and no serious adverse effects, suggesting that fully immersive VR rehabilitation for stroke patients is feasible and effective.

Within this context, another survey involving 9 physiotherapists and 11 game designers informed the game content, which was then tested on 10 chronic stroke patients [27], [32]. The patients engaged in VR gaming three times a week for four weeks, and their progress was assessed using various measures like the Modified Motor Assessment Scale and goniometric instrument. The results indicated significant improvements in certain shoulder, wrist, and elbow movements, though not in all tested ranges. The study suggests VR games can enhance specific motor functions in stroke patients, but calls for larger-scale studies for more conclusive evidence.

On the other hand, technological solutions that mimic sport for upper limb rehabilitation have several distinct advantages. They focus on increasing engagement and motivation, even more than other existing approaches, by explicitly incorporating elements of sport. They offer

exercises that closely resemble specific sports movements, which is beneficial for patients who wish to return to their sport. Incorporating sport into rehab exercises also adds an element of fun, which encourages better adherence to the programme. In this sense, therapy can be personalised, allowing adjustments in difficulty and complexity, offering personalised and adaptable rehabilitation plans.

The work discussed by Vogt et al. evaluated the use of VR for balance training, aimed at preventing and rehabilitating lower limb musculoskeletal injuries [37]. It involved a systematic search of studies on VR's effectiveness in adults aged 19 to 65. The review found that VR, often using screen-based systems and gaming consoles, showed positive effects in healthy adults without adverse impacts. However, VR did not significantly outperform traditional balance training in rehabilitation, indicating a need for more research in this area.

The paper presented by Lee et al. discusses a basketball-like VR system designed for upper limb motor rehabilitation in stroke patients, and highlights its effectiveness through clinical trials involving 22 participants [24]. The study integrates different types of data, including motor trajectory and task performance, with traditional scoring scales to develop machine learning-based scoring models. These models, with a high accuracy rate of 92.72%, demonstrate the potential of VR and machine learning to improve and accurately assess motor rehabilitation outcomes.

Recent work has explored the use of VR in sports rehabilitation training, proposing a system that incorporates an AR algorithm for dynamic target tracking and hand function rehabilitation through 2D gesture pose recognition using OpenPose [40]. It integrates camera pose and depth information from VSLAM to interact within a VR environment. The system, developed using Unity3D and Photon Server, enables the creation of virtual basketball gym scenes and supports both single-player offline and multiplayer online interactions. The effectiveness of this sports rehabilitation training programme will be validated through testing, demonstrating its potential to enhance VR-based training systems for rehabilitation purposes.

Another study investigated the impact of VR on motor control by analysing muscle synergies during ball throwing tasks performed by 17 healthy subjects in both virtual and real environments [31]. Participants performed 20 throws using both their dominant and non-dominant arms, with EMG signals recorded from 11 upper limb muscles. The study found no significant differences in neuromuscular organisation due to VR or arm side, but noted the involvement of forearm muscles in VR that are not essential for real ball handling. Muscle synergies were generally consistent across subjects, particularly during the deceleration phase of the throw.

Another paper discussed a novel VR-based motor imagery training system designed to improve post-stroke rehabilitation [19]. The VR scenario provided a basketball shooting training activity for the bilateral upper limbs. The system uses surface EMG signals for real-time feedback, enabling personalised training and quantitative assessment of patient engagement. The study involved four post-stroke patients who participated in three different experiments: an assessment experiment, an action observation (AO) experiment, and a combined motor imagery and action observation (MI+AO) experiment. The results showed significant differences in muscle strength between the AO and MI+AO experiments, indicating that EMG-based feedback is effective in assessing participation levels.

Shin et al. [33] design and develop the RehabMaster platform, which incorporates serious games for the gamification of rehabilitation therapies. Although the authors discuss VR techniques, they refer to semi-immersive techniques where the patient is seated in a chair in front of a monitor and an OpenNI-compliant depth sensor (as there is no full immersion, external distractions can negatively impact the therapy and execution of exercises). The control of the system rests with the therapist, without autonomy for the patient. One of the serious games included in the platform simulates the activity of a goalkeeper, where the patient's goal is to stop balls that are thrown. Experimentation is carried out with patients who have suffered strokes and have motor limitations. The objective is to improve the range of motion, strength, and speed in the hand. Usability tests are applied, and effectiveness in improving patient rehabilitation is measured through the Fugl-Meyer Assessment, Action Reach Arm Test, and Motricity Index. The first clinical trial demonstrated that the RehabMaster intervention improved the FMA ($P = 0.03$) and the MBI ($P = 0.04$) at all evaluation times. The second trial revealed that adding the RehabMaster intervention tended to increase improvement in the FMA ($P = 0.07$), but did not affect improvement in the MBI.

Baldominos et al [6]. propose a fully immersive solution using the Oculus Rift DK2 device. The proposal is primarily based on simulating the activity of goalkeepers in soccer, aiming to exercise the hands and arms. Specifically, it involves adduction and abduction movements of the right shoulder. Tracking of body movements requires an external device, specifically Intel RealSense. The system has not been tested with actual patients, but medical experts have given their approval.

Finally, Table 1 compares the cited works that are most directly related to our proposal. There are articles in which goalkeeper training in VR, or other types of sports practice, have been applied to improve sports performance. As they are not oriented towards rehabilitation and do not have a direct relation to the proposal of this work, they have been discarded and not included in this comparison.

III. REHAB-IMMERSIVE PLATFORM

The Rehab-Immersive platform is a cloud-based system that hosts a catalogue of serious games designed for VR-based upper-limb rehabilitation for SCI patients [18]. The platform is part of a four-year research project, which is currently in its third year. The upper limb rehabilitation through the

TABLE 1. Comparison with previous works, included in related works, that are more closely related to the proposed system.

Study	Degree of Immersion	Need for external device for tracking	Serious Sport Game	Goalkeeper Simulation	Functionality Analysis	Usability Analysis	Safe Environment	Patient Autonomy	Type of Patient	Long-term Effectiveness Study
Shin et al. (2014) [33]	Semi-immersive	Yes; OpenNI-compliant depth sensor	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Stroke	Yes
Baldominos et al. (2015) [6]	Full immersion	Yes; Intel RealSense	Yes	Yes	No	No	Unproven	No	Not experienced with patients	No
Huang et al. (2021) [19]	Full immersion	Yes; EMG feedback	Yes	No	Yes	No	Unproven	No	Stroke	No
Lee et al. (2021) [24]	Semi-immersive	Yes; external camera	Yes	No	Yes	No	Unproven	No	Stroke	No
Herrera et al. (2024)	Full immersion	No - Integrated in VR headset	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Spinal cord injury	No

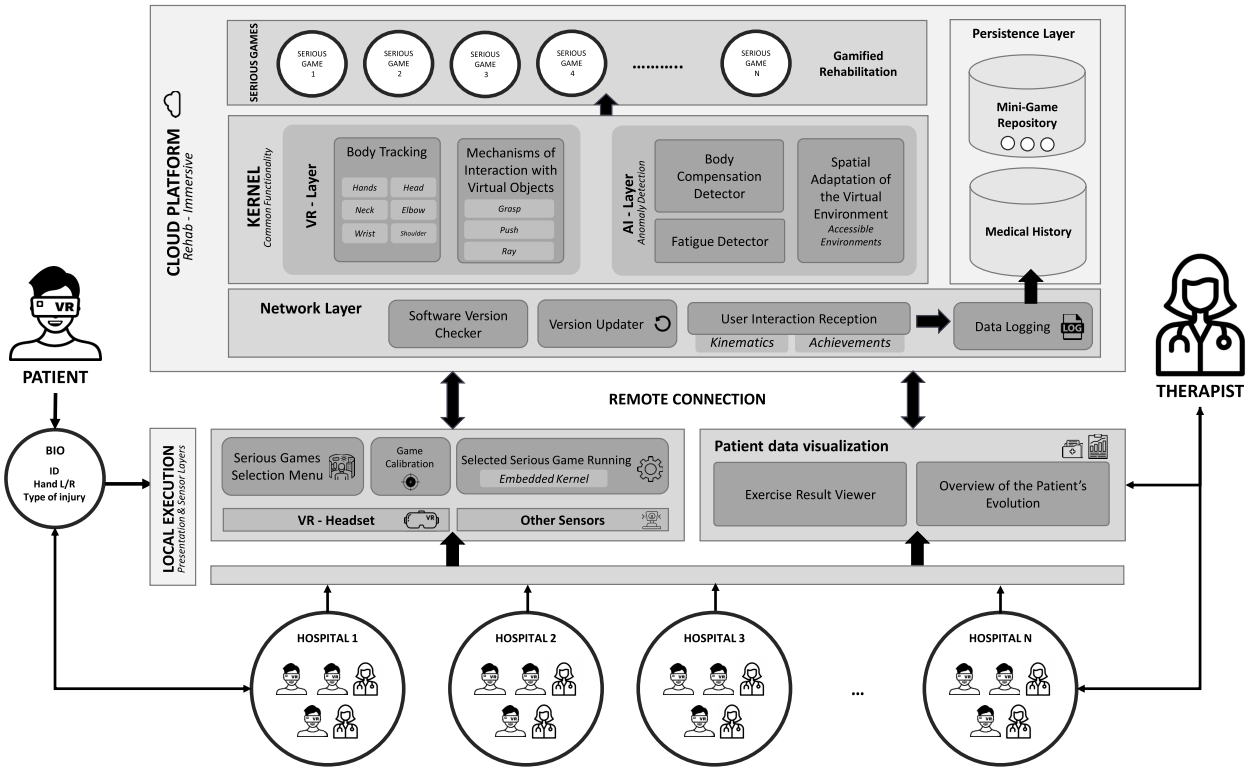


FIGURE 1. General architecture of the Rehab-Immersive platform.

sport of handball is an approach integrated within the Rehab-Immersive platform. Therefore, it is considered relevant to briefly describe the architecture of the platform in order to understand the context of the proposal made in this paper.

The platform primarily serves two types of users: patients and therapists, who may be distributed across different hospitals. The architecture is multi-layered, featuring interconnected levels of operation (see Figure 1).

Starting from the bottom, the first layer corresponds to local executions of serious games previously downloaded by streaming. On the one hand, through VR headsets, patients can engage in a suite of serious games hosted on the platform, designed to facilitate rehabilitation exercises. Typically, these games include a calibration phase to adapt the environment to the patient's limitations, making the immersive experience accessible. On the other hand, at this same level, therapists

can use software to view the results of patient exercises and analyze their progression.

This level is connected to the cloud platform via a network layer. The network layer is tasked with ensuring that the version of every serious game is up-to-date before the exercise begins. If not, an update process is initiated. This is crucial as patient data is stored centrally on the platform, and older versions of the applications may have varying interactions with the dataset, potentially causing inconsistencies or conflicts in the platform's functionality. This layer also receives the kinematic data generated by each patient during exercise and sends it to the persistence layer to be associated with the patient's clinical history.

At an intermediate level of the cloud platform is the core, consisting of two main modules. These modules provide functional support to the upper-level catalogue of serious games. First, the VR module is responsible for body tracking and recording kinematics related to the hands, head, and via inverse kinematics, elbows, wrists, and shoulders. The core also implements in this module various interaction mechanisms between patients and virtual objects. Three main types of interaction are considered: ray tracing, pressing an item, gripping and touching. Regarding gripping, special attention has been paid to ensure that the system is able to identify most functional grips. For this purpose, both those involving the fingers, the palm of the hand or a combination of both have been considered [36]. In addition, along with the most commonly used grips, the so-called tenodesic grip, widely used in patients with cervical SCI, has been taken into account. This grip allows them to perform a compensatory passive prehension through wrist extension [26]. The recognition of a gripping pose is not sufficient without taking into account the volume of the object to be gripped; this component is another of the fundamental elements of the core. Both body tracking and interaction mechanisms are common across all serious games, negating the need for their repeated implementation with each new game developed and included on the platform.

Second, the AI module is tasked with detecting potential compensatory movements using healthy or undamaged body parts during exercises—a common issue in rehabilitation that must be avoided [8], [30], [38]. This layer also includes a fatigue detector for identifying signs of weariness after prolonged exercise. Both compensation and fatigue can result from improper arrangement of virtual elements within the immersive space. This last module leverages information from the aforementioned systems to adjust the environment's elements, aiming to mitigate compensation and fatigue. The module is in its early design and development stages, and is scheduled to be completed in the fourth year of the project.

The initial module's technical approach is distinguished by its use of Fuzzy Logic and Ordered Weighted Averaging (OWA) operators, relevant for assessing fatigue levels during upper limb rehabilitation. Fuzzy Logic plays a vital role by accommodating the inherent uncertainties and variabilities in muscle fatigue measurements. It interprets various metrics such as hand strength, movement speed, and endurance, converting these into fuzzy values that represent different levels of fatigue, from mild to severe. This method allows for a nuanced understanding of fatigue beyond binary outcomes, reflecting the complex physiological responses of patients undergoing rehabilitation.

Simultaneously, the integration of OWA operators enhances the module's ability to synthesize these fuzzy outputs into a cohesive fatigue index. OWA operators prioritize and weigh metrics based on their relevance and reliability in real-time, rather than adhering strictly to preset values. This dynamic weighting system adapts to the order of significance of each metric, offering a tailored and context-sensitive analysis. For instance, during a rehabilitation session, if certain indicators suggest a spike in fatigue, the OWA operators can adjust to give these factors more weight, ensuring that the overall fatigue assessment aligns closely with the patient's actual physical state. This flexible aggregation method ensures that the model remains responsive and precise, providing therapists with actionable insights into the patient's fatigue levels and enabling more personalized therapy adjustments.

Since this module is still in its early stages, it has not been implemented in this study to prevent any influence on the outcomes. The focus here is mainly on the functionality of the serious handball game and its validation by patients and therapists as part of the upper limb rehabilitation routine.

Finally, the catalogue of serious VR-based games for upper limb rehabilitation is located on the top layer. These serious games, including the one presented in this paper, are supported by the functional core for interaction with virtual elements, as well as kinematics recording and analysis.

The platform manages the versions of each game, ensuring that users at a particular medical center always have the most recent version downloaded locally. This setup maintains access to the latest features, fixes bugs, and prevents data discrepancies during cloud consolidation. Consequently, all serious games and data collection are executed locally, with synchronization occurring only after the exercise is completed. This strategy is designed to prevent disruptions caused by high network latency during the exercises.

Figure 2 illustrates a cloud-based architecture deployed on Amazon Web Services (AWS) in Spain, designed with a strong focus on security and scalability in compliance with GDPR and LOPD-GDD regulations. Key security features include AWS WAF, an application-level firewall that continuously updates to guard against new threats, and a private subnet structure that limits external access, ensuring secure interactions within the infrastructure. This architecture also features an Application Load Balancer and Amazon CloudFront to efficiently manage and distribute network traffic and content. Data security is reinforced with AES-256 encryption and automated backups to Amazon S3, while Amazon ECS and AWS Fargate facilitate scalable, serverless container management. System monitoring and

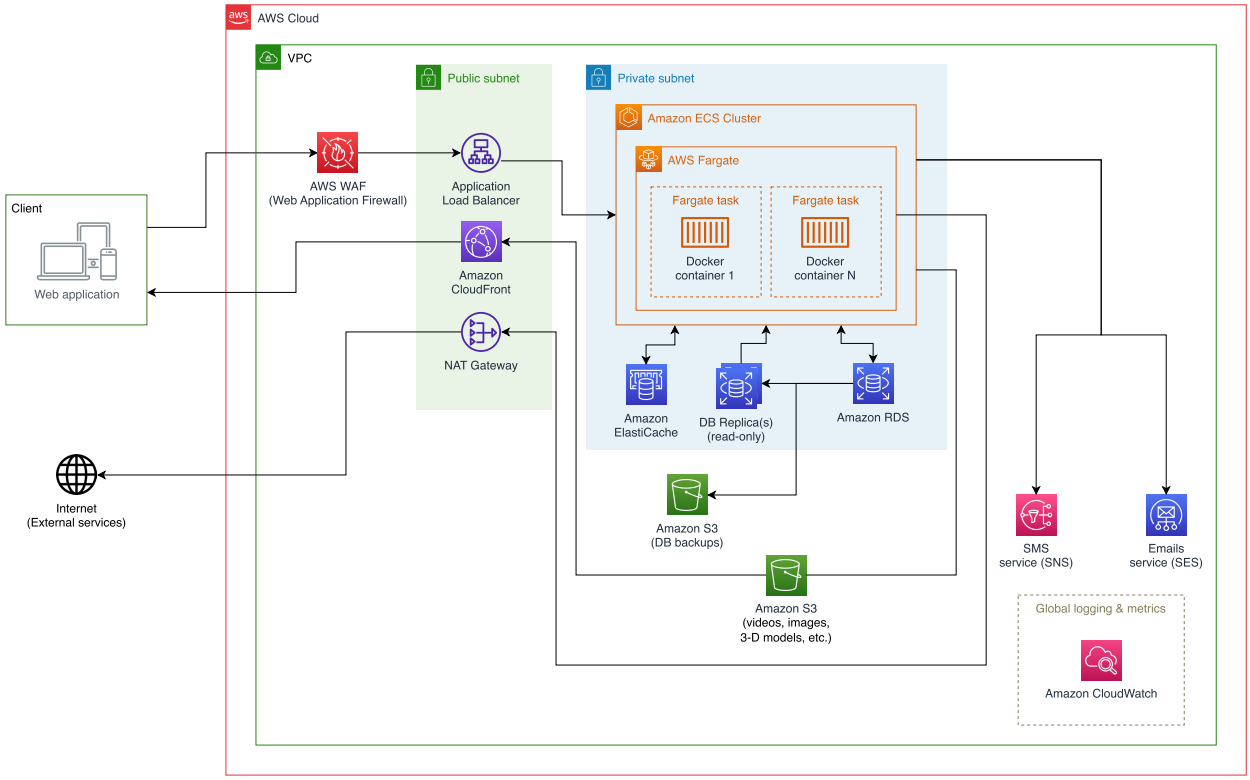


FIGURE 2. Cloud-based service-oriented architecture.

user communication are enhanced by Amazon CloudWatch, Amazon SNS, and Amazon SES, providing robust oversight and effective interaction with users.

IV. ADAPTED VR HANDBALL FOR UPPER LIMB REHABILITATION

A. DESIGN OF THE IMMERSIVE ENVIRONMENT FOR SPORTS PRACTICE AND REHABILITATION

Creating a realistic virtual training environment can have a significant impact on the final results. By this, we refer to designing an environment that closely resembles a real training space and has appropriate lighting to properly appreciate the elements with which the user must interact. The former has a direct influence on the sense of immersion and the patient's motivation, the latter on performance improvement, as will be seen in the results section.

A key objective is to create a virtual space that closely resembles a handball court, providing patients with a realistic environment that supports therapeutic activities. Effective lighting within this space is not only aesthetically pleasing, but also functional, allowing patients to easily follow the ball and react to it in a timely manner. The well-lit environment ensures that participants can effectively judge the speed and direction of the ball, which is critical to the accuracy of interception actions.

The design of the virtual handball court aligns with the official regulations as per the International Handball Federation (IHF), with its dimensions reflecting a full-scale court of 40 meters by 20 meters, as can be seen in Figure 3. While the conventional handball goal dimensions are 2 meters high by 3 meters wide, the virtual environment features an adjusted goal size of 1.60 meters in height to accommodate the seated position of players who may be engaging in the sport from wheelchairs.[1] This customization ensures the inclusiveness of the rehabilitation program, allowing for a broader range of participants to benefit from the training exercises, as depicted in Figure 4.

In the construction of the virtual environment, particular attention has been given to the implementation of lighting, a crucial element for achieving a high degree of visual realism. The Unity engine's 'Baked Lightmaps' are utilized, a sophisticated rendering technique that pre-calculates and stores lighting data, effectively capturing how light should interact with the objects and surfaces within the 3D scene (see Figure 5). The principal advantage of this approach is the reduction in demand on processing resources during real-time rendering. By circumventing the need for dynamic lighting calculations at every frame, 'Baked Lightmaps'

[1] Weelchair handball regulations https://www.eurohandball.com/en/what-we-do/regulations/wheelchair-handball/

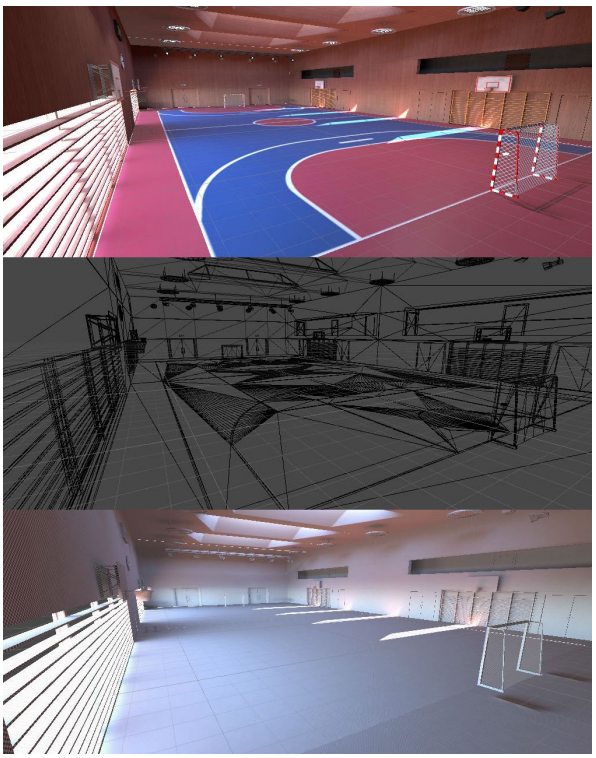


FIGURE 3. Design of the immersive training environment. The top image illustrates the final rendered environment, complete with textures and lighting that contribute to a realistic immersive experience. The middle image displays the wireframe model, highlighting the underlying architectural structure. The bottom image represents an intermediate rendering stage, emphasizing the spatial layout and the interplay of light and shadow, crucial for creating a convincing immersive environment.

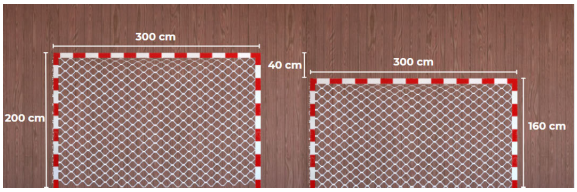


FIGURE 4. Side-by-side comparison of the conventional handball goal dimensions with those modified for wheelchair handball. On the left, the standard goal measures the regulation size of 200 cm in height by 300 cm in width. On the right, the adapted goal has been resized to 160 cm in height to accommodate the seated position of players in wheelchairs, while maintaining the regulation width of 300 cm.

enhance the application's performance, providing a smooth and uninterrupted experience for the user.

In addition to the static lightmaps, the virtual environment also incorporates 'Dynamic Lights' to offer real-time responsiveness to changes within the scene. These lights, recalculated for each frame, adapt instantly to the movements and interactions within the virtual space. Spotlights have been carefully integrated to project focused beams of light, emulating the directional lighting found in real-world handball courts. While providing a layer of dynamic illumination, the employment of such lights is minimized to avoid undue strain on computational resources. Excessive

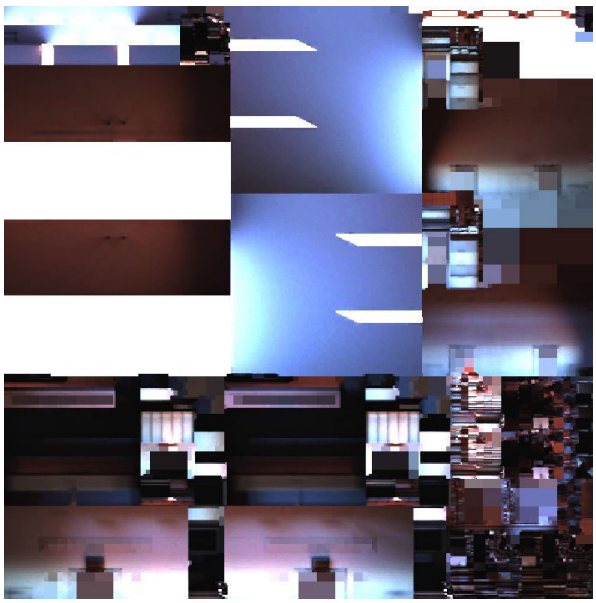


FIGURE 5. Detailed visualization of the Lightmap utilized in the virtual scene rendering. This composite image showcases the array of precomputed lighting effects employed to enrich the visual fidelity of the virtual handball training environment. The Lightmap encompasses a spectrum of lighting nuances, from soft ambient occlusions to sharp spotlight effects, crafted to simulate a realistic handball court atmosphere. Each segment of the Lightmap corresponds to specific areas within the scene, illustrating how both static and dynamic lighting elements integrate to form a cohesive and immersive user experience.

use of real-time lighting calculations can lead to decreased application performance, manifesting as frame rate drops and potentially disruptive playback. These performance issues are not only detrimental to the functionality of the application but may also lead to physical discomfort for the user, such as dizziness or a sense of disorientation, which are particularly undesirable in a VR setting. Maintaining an optimal balance between visual fidelity and system performance is important to ensure an immersive and enjoyable user experience.

B. SETTING AND TRAINING MODES

The developed serious game provides an immersive virtual environment where users can customize and select their training mode. Accessible menus have been tailored to accommodate the limitations of SCI patients, who often face motor impairments in their hands, hindering grasping and finger movement. This prevents them from using joysticks, external controllers, or gesture-based interactions in many cases. Therefore, virtual panels with large virtual buttons have been designed, allowing patients to initiate actions with simple hand movements (see Figure 6). It is therefore an accessible interface, adapted for users with motor limitations, that facilitates its use autonomously without the help of others.

Configuration options include: level of experience (beginner, intermediate, or expert), field positions for throws, ball size, ball rotation, throw curvature, moveable throw points, hands to be used in the exercise, and target number of

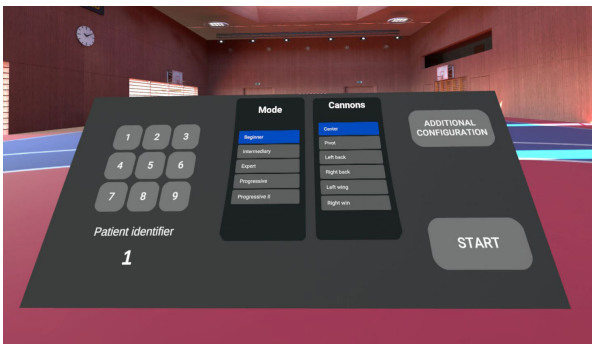


FIGURE 6. Accessible configuration menu in the virtual environment, tailored for SCI patients. This includes a hand-operable movable panel with large buttons, which can be clicked by simple hand movements, eliminating the need for finger pinching. Patients can use this menu to personalize their training and tailor it to accommodate their specific limitations.

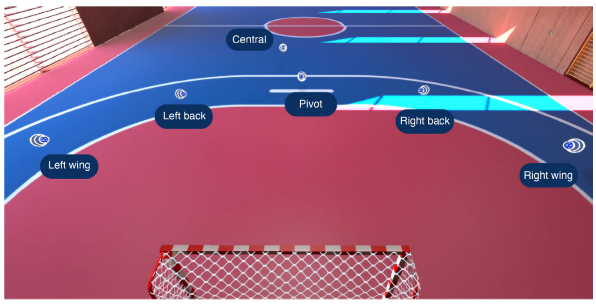


FIGURE 7. Launch points align with classic handball positions. The positions of the virtual cannons in the immersive environment mirror the classic positions of players on a handball court, ensuring a familiar and intuitive experience for users.

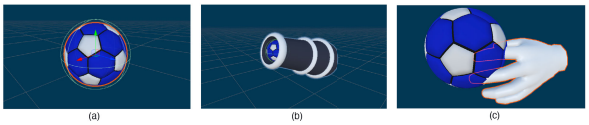


FIGURE 8. (a) Displays a unity prefab representing the handball, which is wrapped around a sphere collider that simulates the ball's physics and detects collisions with the virtual hand, mirroring the real hand's position and movement. Panel (b) Illustrates the prefab of a cannon, which houses the balls and from which they are launched. The cannons are entities capable of moving within the virtual space, allowing for dynamic shooting sequences. Lastly, panel (c) Depicts the interaction between the ball and the patient's hand, which is recorded as a save within the system's performance tracking.

goals, among others. Additionally, patients can choose their preferred training mode, of which we will highlight two:

- Maximum number of saves: In this mode, a time limit is set, and the patient's ability to make saves within that time frame is assessed. The patient's performance is measured by the number of saves they can make within the allotted time.
- Maximum time: In this mode, a maximum number of goals conceded is established. The objective is to evaluate the duration the patient can remain in the game. The patient continues exercising until the predetermined number of goals has been conceded. A higher number of saves translates to a longer exercise duration.

Both modes offer the option to gradually increase the difficulty, progressively raising throwing speed, increasing throwing frequency, and introducing random variations in ball sizes. This allows for personalized training that adapts to the patient's improving skills and endurance.

C. LAUNCHING AND INTERCEPTION OF VIRTUAL BALLS

Regardless of the chosen game mode, two challenges must be addressed to guarantee the proposed system's viability: a) Realistic virtual ball launching; the system must implement a mechanism to launch virtual balls towards the patient. b) Accurate save event detection; the system must accurately detect and register successful saves by identifying instances where the patient's real hand intersects with a virtual ball. This requires robust hand tracking and collision detection algorithms.

Regarding the first challenge, the system represents several moving cannons positioned on the handball court in the classic positions where real players usually stand: Left wing, left back, center, pivot, right back, and right wing (see Figure 7).

At this point, it is worth introducing the concept of a *prefab*. A *prefab* is a type of resource that allows creating, configuring, and reusing objects in a Unity scene. Using *prefabs* is ideal when the same object needs to be used multiple times. *Prefabs* ensure that objects sharing the same *prefab* have the same properties and configurations. Handball balls and the cannons that will propel these balls are managed using *prefabs*. Figure 8 displays the designed *prefabs*.

The ball throws are determined by the trajectory drawn between a cannon, whose position determines the starting point, and an endpoint (see Figure 9) calculated from one of the shooting areas. The matrix division of the goal surface, as shown in Figure 9, allows for the customization of each ball's trajectory based on the specific conditions of each patient. This configurable division, depending on the patient's range of motion, individually for their left and right sides of the body, will be set at a closer or farther distance from the central part. This setting is defined by a pre-calibration, in which the user determines the maximum range with each part of the body (left and right), without overexertion or compensations. This approach contributes to the creation of a safe space that prevents overexertion and compensation by the patient.

On the other hand, to draw the ball throwing trajectory, a subroutine in Unity has been implemented, utilizing the *Lerp* function. The *Lerp* function (meaning linear interpolation) is a useful tool for interpolating between two values over a period of time. The algorithm 1 shows a simplified implementation of the *Lerp* function for trajectory animation. In the *Lerp* function, each argument represents:

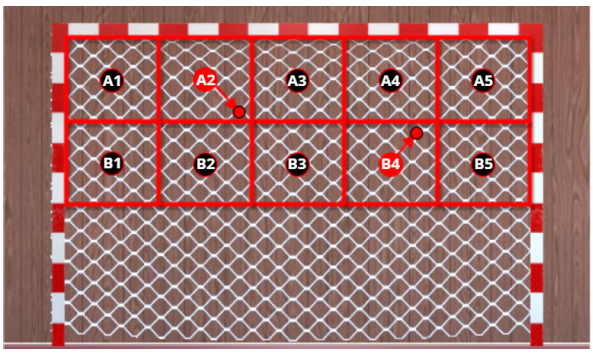


FIGURE 9. The goal is divided into several target regions, labeled A1 through B5. These designated zones serve dual purposes: they are the target areas where the ball is directed during gameplay and also act as data collection points for recording goals and saves. By monitoring which zones the ball reaches, the system can analyze the performance of each player. This analysis allows for the identification of individual strengths and weaknesses, which can be further broken down by the arm used—left or right.



FIGURE 10. Calculation of the curvature of the ball trajectory by means of the *Lerp* function, according to each time *t*.

- **Starting Point:** represents the cannon's position from which the throw is made.
- **End Point:** represents the throw's final position at the goal.
- **t:** represents the interpolation value. A value of 0 represents the **Starting Point**, a value of 1 represents the **End Point**, and any value between 0 and 1 produces an interpolation between the two values. Figure 10 depicts the various states a throw goes through based on the value of **t**.

Algorithm 1 Simplified Use of the Lerp Function

1: **Data:** Starting point, End point, Movement speed, Total distance
2: **Result:** New position after interpolation
3: **Initialization:** Set initial value for *distanceTraveled*
4: **while** Update is called **do**
5: *distanceTraveled* += *movementSpeed* * Time.deltaTime
6: $t = distanceTraveled / totalDistance$
7: *newPosition* = Vector3.Lerp(*startingPoint*, *endPoint*, *t*)
8: transform.position = *newPosition*
9: **end while**

Furthermore, it is possible to apply a sinusoidal curve trajectory to the ball's throw. For this, an offset is applied on the Y-axis to the ball's throwing position calculated at each frame in the update method.

At the position at each moment in time, which is determined by the *Lerp* function, the curve's offset is calculated with the sine function and an index that further increases the ball's curvature. Like *Lerp*, the curve calculated with *Mathf .Sin* depends on the moment t at which we find ourselves. Finally, the calculated position is applied to the position field of the transform, which represents the ball object in this case (see Algorithm 2).

Algorithm 2 Application of a Sinusoidal Curve in Handball Throw

1: **Data:** Start Point, End Point, Throw Effect
2: **Result:** New Position with Sinusoidal Curve Effect
3: Initialization: Check if *Constants_Handball.isActiveCurveThrow* is true
4: **if** Constants_Handball.isActiveCurveThrow is true **then**
5: Calculate *yOffset* as $Mathf.Sin(t \times \pi) \times throwEffect$
6: $newPosition = Vector3.Lerp(startPoint, endPoint, t)$
7: Adjust *newPosition.y* by adding *yOffset*
8: Update *transform.position* with *newPosition*
9: **end if**

Another effect that can be applied to the ball from the menu is the ball's rotation. The rotation effect is calculated with the *Quaternion.Euler* function and is also determined by the current moment t. Like the curvature, it is applied to the transform that represents the object of the handball ball, but in this case on the rotation field (see Algorithm 3).

Algorithm 3 Application of Ball Rotation in Handball

1: **Data:** Time parameter t
2: **Result:** Updated Rotation of the Ball
3: Initialization: Check if *Constants_Handball.isActiveBallRotation* is true
4: **if** Constants_Handball.isActiveBallRotation is true **then**
5: Calculate *rotationAngle* as $t \times 360$
6: Apply the rotation: $transform.rotation = Quaternion.Euler(0, rotationAngle, 0)$
7: **end if**

On the other hand, the handball ball's *prefab* contains a vital component for game logic. This element is the *Collider*. A *Collider* defines a *Game Object*'s collision shape, in this case, the ball. It is used to detect collisions and trigger events when other objects come into contact with the *Collider*. The handball used in this project implements a *Sphere Collider*, attaching a spherical collision shape to the ball.

Finally, the user's hands in the handball scene are represented by the *Custom Hand* component shown in Figure 8.c. This component, in turn, consists of a *Collider* that will be set up to manage interaction with the balls. In the *Collider*, the *isTrigger* property is activated so that

the *OnTriggerEnter* function always runs when there is a collision with another *Collider*. It is necessary to ensure in the *OnTriggerEnter* function that the colliding *Collider* is the handball. To address this issue, Unity tags are used to distinguish between virtual components.

In other words, when the 'isTrigger' property is enabled on a Collider, it prevents physical interactions, such as collisions and pushing, between the Collider and other objects. Instead, it serves as a detection mechanism, triggering events when objects enter or exit the Collider's space. This allows for custom code execution without affecting the physics simulation. In the context of virtual hands in a handball scene, enabling 'isTrigger' enables the hands to interact with the ball without applying physical forces, making it ideal for detecting player actions such as catching or hitting the ball.

Subsequently, when a Collider with the 'isTrigger' property enabled enters the space of another Collider, the 'OnTriggerEnter' function is invoked. To ensure precise interactions, such as restricting ball interactions to hands, Unity employs 'tags' to categorize objects. The code within 'OnTriggerEnter' can then check the tag of the colliding Collider to identify the handball. Upon confirming the handball's involvement, specific code can be executed to handle this interaction, such as registering a new save.

To conclude this section, it is important to emphasize the importance of proper visual and auditory feedback during events in an immersive environment. This constant stream of information received by the user allows them to be aware of what is happening, which directly affects their sense of immersion and usability. In this proposal, Unity's AudioSource component was used to provide auditory feedback during events such as stops, the ball hitting the goal net, or cannons shooting. The sounds associated with each event and their playback at the precise moment they occur help the user to gain awareness. For visual feedback, particle systems were implemented and used at the moment the ball is thrown and stopped by the user. Combined with the sounds, these systems allow the user to focus his/her attention on the starting point of the shot or to be aware of his/her successes.

D. RECORDING OF KINEMATICS

In the realm of rehabilitation and therapeutic exercises, leveraging advanced technologies such as computer vision algorithms from the Meta API and Meta Quest 2 [1] has revolutionized the capture of detailed kinematic data. This sophisticated approach employs deep neural networks to predict and locate the positions of a person's hands and other significant landmarks like the joints of the hands. The resultant data is a comprehensive 3D model that encapsulates the nuanced configuration and surface geometry of the hands and fingers, offering a 26 degree-of-freedom pose reconstruction.

This tool facilitates a recording of movement and orientation of various body parts, providing therapists with a profound window to analyze the exercises executed by patients. Such precise data aids in delivering an objective evaluation of a patient's progress, bridging the gap between subjective observations and quantifiable metrics.

A recent study conducted by Abdlkarim et al. [3] meticulously analyzed the absolute positional error and delay in hand tracking using the Meta Quest 2, the VR headset employed in our proposal. The main findings indicate an average fingertip positional error of 1.1 cm, an average finger joint angle error of 9.6 degrees, and an average temporal delay of 45.0 ms. The delay of 45.0 ms in the Quest hand-tracking data, at hand movement speeds lower than 3.2 m/s, was unaffected by motion speed or the hand's location relative to the headset. Therefore, a major component of this delay is most likely caused by the headset's optical sensors, processor, and wireless communications capabilities. However, at hand speeds exceeding 3.2 m/s, the authors report that the system begins to behave unstably.

In our proposal, the dataset generated is rich and multifaceted (see Section VI - Data availability), encompassing several relevant components that contribute to a comprehensive understanding of the user's movements. Fundamental variables such as *Frame* and *Time* establish a foundational context, anchoring each data point within a coherent sequence.

For capturing the intricacies of head movements, variables like *HeadPosition_x*, *HeadPosition_y*, *HeadPosition_z*, *HeadRotation_x*, *HeadRotation_y*, and *HeadRotation_z* are employed. They detail both the spatial position and the angular orientation of the user's head during the interaction.

On the other hand, the intricate movements and orientations of the user's hands are captured using a series of variables. For the right hand, aspects such as its detection, position in space, orientation, velocity, and wrist rotation are detailed by *HandDetectedR*, *HighConfidenceR*, *RHandPosition_x*, *RHandRotation_x*, and *RWristTwist*, among others. The left hand's kinematics mirror this structure, with variables like *HandDetectedL*, *LHandPosition_x*, and *LWristTwist* playing analogous roles.

Figure 11 shows on the left the entities related to kinematic data acquisition; on the right, the activity diagram outlines the sequence of actions during a patient's rehabilitation session, detailing the process of kinematic data acquisition for both the head and hands.

E. METRICS

The proposed system enables the recording of a series of spatiotemporal data during physical exercise, as seen in the previous section. Subsequently, a list of metrics to be used based on the recorded data is proposed, which may serve as an indicator of a patient's improvement or deterioration in future long-term monitoring.

1) RANGE OF REACH

This metric represents the farthest points away from the body's central point that a patient can reach with the left and right sides of their body. This information is obtained from hand tracking and also from stops recorded in zones A1 - B5

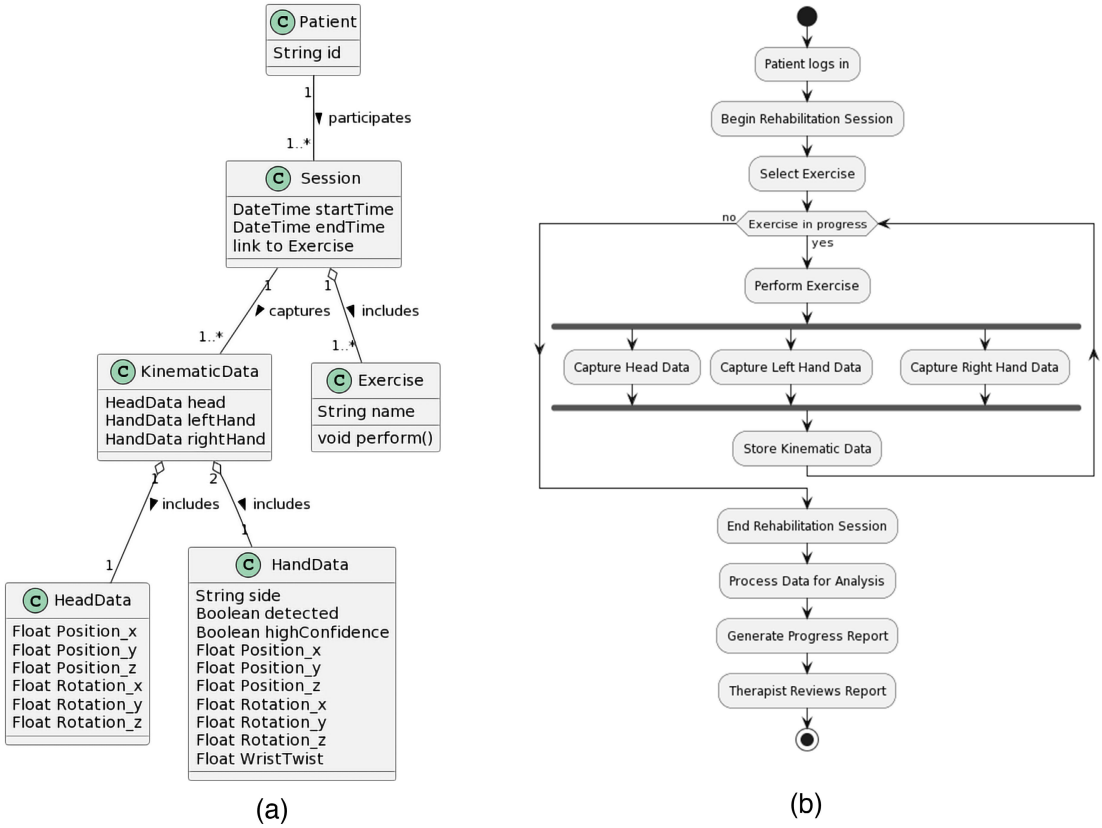


FIGURE 11. Unified modeling language (UML) diagrams depicting elements of the Rehab-Immersive platform in a synthesized form: (a) The class diagram on the left side provides a concise representation of the system's structure, focusing on the entities related to the recording of kinematic data. (b) The activity diagram on the right side outlines the sequence of actions during a patient's rehabilitation session, detailing the process of capturing kinematic data for both the head and hands.

(see Figure 9). The metric further allows for the assessment of individual strengths and weaknesses in the left and right sides of the body, which influences the recovery plan. A low range of reach, or an extremely low number of stops in any specific zone between A1 and B5, would indicate a weakness that needs to be addressed.

2) ACTIVITY TIME AND ENDURANCE

This metric records the duration the user remains active in blocking balls, until the target number of goals received is reached. Longer activity time denotes greater effectiveness and increased endurance by the patient. A significant improvement in time compared to previous sessions may result from enhanced mobility of the upper limbs and increased endurance.

3) NUMBER OF SAVES

This metric measures effectiveness. An improvement in mobility and endurance directly influences the number of saves a patient can make during their active time.

4) NORMALIZED DEGREE OF IMPROVEMENT (NDOI)

This metric measures the degree of improvement between sessions based on the number of stops and the duration the patient has remained active, according to the following formula:

$$\text{NDoI} = \frac{1}{2}\left[\left(\frac{\text{Time Ex2} - \text{Time Ex1}}{\max(\text{Time Ex1}, \text{Time Ex2})} \times 100\right) + \left(\frac{\text{Saves Ex2} - \text{Saves Ex1}}{\max(\text{Saves Ex1}, \text{Saves Ex2})} \times 100\right)\right] \quad (1)$$

5) DISTRIBUTION OF MOVEMENTS IN QUARTILES Q1 - Q4

This metric involves an equitable distribution of arm and hand movements across quartiles. Q4 represents areas furthest from the body's central axis, while Q1 represents the opposite. Movements made in Q4 carry a higher risk of overexertion or compensatory actions. This metric is used to assess the safety of the system in conjunction with the range of reach.

6) HAND MOVEMENT SPEED

This metric measures the speed at which a patient's hand moves, calculated using 3D tracking data of the hand's position. The speed is determined by calculating the distance traveled by the hand over time, and represented in meters per second. This metric provides insights into the dynamic capabilities and responsiveness of a patient's upper limb, which is crucial for tasks that require quick and precise hand movements.

$$v(t) = \sqrt{v_x(t)^2 + v_y(t)^2 + v_z(t)^2} \tag{2}$$

where $v_x(t)$, $v_y(t)$, and $v_z(t)$ are the velocity components in the x, y, and z directions at time t. The average speed over the session is:

$$\text{Average Speed} = \frac{1}{N}\sum_{t=1}^{N} v(t) \tag{3}$$

where N is the total number of recorded time points.

Movement Capacity (m) represents the total distance moved by the hand over the course of the session. It was calculated by summing the product of the speed and the time interval between successive measurements. Assuming a constant time interval Δt, the formula is:

$$\text{Movement Capacity} = \sum_{t=1}^{N} v(t) \times \Delta t \tag{4}$$

where $v(t)$ is the magnitude of the speed at time t, and Δt is the time interval between measurements.

Irregularity of Movements (m/s^2) quantifies the variability in hand acceleration, providing an indication of the smoothness or abruptness of the hand movements. It was calculated as the standard deviation of the hand's acceleration, where the acceleration is derived from the differences in speed between successive time points. The acceleration at time t is given by:

$$a(t) = \frac{v(t+1) - v(t)}{\Delta t} \tag{5}$$

The irregularity is then calculated as the standard deviation of these acceleration values:

$$\text{Irregularity of Movements} = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{t=1}^{N-1} (a(t) - \bar{a})^2} \tag{6}$$

where $\bar{a}$ is the mean acceleration.

V. EXPERIMENTATION

The experimental session, conducted at the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT), involved a total of nine participants (see Table 2), comprising four patients and five healthy individuals (HNPT staff). All the patients had a chronic cervical SCI (more than one year after the injury). The session was conducted in a single day, spanning a duration of five hours.

The primary objective of the experimental session was to conduct a functional analysis. This analysis enabled an early assessment of the tool's safety and adequacy, ensuring that potential risks were identified and mitigated before expanding the patient pool. The selected group of participants has experience in testing VR systems and in rehabilitation, having not suffered the injury recently. It is advisable for users with this profile to evaluate safety before it is applied to users with a more novice profile.



FIGURE 12. Patients and HNPT staff testing the developed software during the experimentation session.

It also provided an opportunity to identify and resolve any technical or operational challenges in a controlled setting, which is crucial for successful project scaling. Moreover, this approach facilitated the validation of research methodologies, including data analysis protocols, ensuring their robustness and reliability for a future large-scale study.

In addition to the functional analysis, other objectives of the experimental session included assessing the well-being of users in the VR environment and gathering their personal feedback on its application in rehabilitation. This involved understanding their comfort levels and subjective opinions about the tool's role in their recovery process. Also, we aimed to track any improvements in exercise performance over the course of the session, focusing on how effectively and quickly users could adapt to the exercises in the virtual setting.

Figure 12 shows some of the healthcare professionals and patients utilizing the developed software during the experimental session.

A. SAMPLE DESCRIPTION

As mentioned above, the experimentation was carried out with the participation of 9 individuals between the ages of 20 and 47, 4 of whom were patients and the rest were HNPT staff. Table 2 shows the list of individuals who participated in the experiment.

Among the four patients, the first (id:1) had the longest post-injury duration, since the injury occurred more than 20 years ago. He has dedicated himself extensively to rehabilitation for the past few years, and his unwavering commitment to adaptive sports has played an important role in his current remarkable mobility. On the other hand,the other three patients (id:4, id:7 and id:9) suffered their injury in a period between 2-3 years ago, having a more reduced upper limb mobility.

TABLE 2. Participant data in the HNPT study.

ID	Age	Type	Injury
1	47	Patient	SCI
2	31	Healthy	-
3	24	Healthy	-
4	20	Patient	SCI
5	45	Healthy	-
6	44	Healthy	-
7	29	Patient	SCI
8	23	Healthy	-
9	22	Patient	SCI

The healthy individuals participating in the study are experienced in rehabilitating SCI patients. They are professionals specializing in fields such as biomedical engineering, occupational therapy, and physiotherapy. The gameplay mechanics and objectives for these individuals were identical to those applied to the patients, maintaining a consistent approach across all participants in the study. This team of professionals continuously monitored the patients' activities, drawing on their expertise to ensure that the proposed environment was safe and could potentially improve patient outcomes in the future.

The participants' prior experience with VR devices was categorized into two groups: 88.9% had previously used VR devices occasionally, while 11.1% were frequent users. Notably, all participants had used a VR device at least once.

Finally, the age distribution of the participants was as follows: 44.44% were between the ages of 20 and 25, 11.11% were between 25 and 30, 11.11% were between 30 and 40, and the remaining 33.3% were over 40 years old.

B. EXPERIMENT DESCRIPTION

Of the previously discussed game modes, the goal-oriented mode was chosen for the experiment. In the configuration, a target number of goals (15 goals in this case) was chosen and the time that the participant remained active before conceding that amount was measured. At the same time, the total number of saves, the goal zones in which the goals had been conceded, and all the kinematics during the exercise were recorded. The game mode was accompanied by a progressive increase in difficulty: as the time and the number of saves increased, the speed of the balls increased. Any progressive increase in difficulty was determined randomly according to defined limits.

The patients who participated in the experiment were seated in wheelchairs, while the rest also remained seated but in traditional chairs. First, each participant was explained in detail what the exercises they had to perform consisted of and had a first immersion in the virtual environment to become familiar with the environment and the dynamics of the game. All of this was done without recording data yet. Subsequently, they performed two exactly identical exercises based on the game mode described above. In both exercises, the data was recorded for subsequent analysis: time in active without conceding the target goals, number of saves, goal zones in which the goals were conceded, and kinematics.

It is important to note that while this data is stored in relation to performance in the game, the primary objective of the work presented here is not to evaluate the user's progress. These data are used to illustrate and present the types of metrics that can be obtained transparently from the user. In this way, it provides the basis for long-term experimentation on the effectiveness of VR-based rehabilitation of SCI.

C. RESULTS OF THE EXERCISES

Firstly, it is important to highlight that after an initial guided session to understand the basic operation of the system, 100% of the participants were able to independently recreate the steps to start the training and record data, without the assistance of others.

Table 3 shows the zones in which each user conceded goals during the first exercise, according to the zones defined in Figure 9. Table 4 represents the exact locations of the saves, as well as the number of saves. Figure 13 represents the 2D movement map of both hands during the exercise for each individual in the experiment.

Similar to Exercise 1, Table 5 shows the zones in which each user conceded goals during the second exercise, according to the zones defined in Figure 9. Table 6 represents the exact locations of the saves, as well as the number of saves. Finally, Figure 14 represents the 2D movement map of both hands during the second exercise for each individual in the experiment.

Finally, Tables 7, 8, and 9, as well as Figures 15 and 16, show data calculated for the metrics presented in Section IV-E.

D. SUMMARY OF THE RESULTS OBTAINED AND DISCUSSION

As an example of the spatio-temporal data that the proposed system can record, Table 7 summarizes the active time each participant engaged in exercises 1 and 2, the number of throws made during that period, and the saves accomplished. Using the duration of active participation and the number of saves, we calculate a normalized degree of improvement (NDoI), which is presented in the last column of the table. As can be observed, there is a general improvement in exercise 2

TABLE 3. Goals received in the first exercise at HNPT classified by launch zone.

Identifier	Zone A1	Zone A2	Zone A3	Zone A4	Zone A5	Zone B1	Zone B2	Zone B3	Zone B4	Zone B5
1	3	0	2	0	1	4	0	1	0	4
2	0	0	3	0	3	1	1	2	3	2
3	2	1	3	1	2	1	1	1	1	2
4	5	1	1	2	2	1	1	0	1	1
5	1	0	1	0	3	1	3	2	2	2
6	1	0	3	1	3	2	1	0	1	3
7	1	2	2	0	2	5	1	2	0	0
8	3	2	0	2	0	3	1	2	1	1
9	1	0	1	2	1	2	1	0	2	5
Total	17	6	16	8	17	20	10	10	11	20

TABLE 4. Saves made in the first exercise at HNPT classified by launch zone.

Identifier	Zone A1	Zone A2	Zone A3	Zone A4	Zone A5	Zone B1	Zone B2	Zone B3	Zone B4	Zone B5
1	7	5	6	4	3	3	6	3	5	4
2	3	5	3	5	5	3	2	3	6	3
3	0	3	7	7	4	5	5	6	4	4
4	0	3	0	2	0	0	3	4	4	0
5	1	6	4	3	3	3	4	2	5	5
6	1	2	7	7	3	0	2	1	3	2
7	1	5	5	0	0	0	6	1	0	1
8	1	4	2	3	5	0	3	2	3	2
9	0	2	1	2	0	1	2	2	1	0
Total	14	35	35	33	23	15	33	24	31	21

TABLE 5. Goals received in the second exercise at HNPT classified by launch zone.

Identifier	Zone A1	Zone A2	Zone A3	Zone A4	Zone A5	Zone B1	Zone B2	Zone B3	Zone B4	Zone B5
1	1	1	1	0	3	2	0	2	0	5
2	3	2	0	1	0	2	0	2	1	4
3	1	2	0	4	1	1	2	0	2	2
4	4	2	1	1	5	1	0	0	1	0
5	5	1	0	1	2	3	0	0	1	2
6	1	1	1	3	1	2	1	0	3	2
7	5	0	1	0	2	3	1	0	1	2
8	2	1	1	2	2	3	2	0	1	1
9	4	0	1	1	7	0	0	0	0	2
Total	26	10	6	13	23	17	6	4	10	20

TABLE 6. Saves made in the second exercise at HNPT classified by launch zone.

Identifier	Zone A1	Zone A2	Zone A3	Zone A4	Zone A5	Zone B1	Zone B2	Zone B3	Zone B4	Zone B5
1	4	12	5	6	2	5	7	8	2	4
2	1	8	3	5	1	8	2	4	12	5
3	4	7	9	3	7	2	4	7	5	6
4	2	5	7	3	3	2	3	2	7	3
5	2	4	3	4	0	1	2	1	2	1
6	4	9	9	6	6	2	6	5	2	7
7	4	0	3	1	1	1	1	5	5	2
8	1	5	3	1	6	0	3	0	0	2
9	1	2	1	1	0	1	5	2	3	0
Total	23	52	43	30	26	22	33	34	38	30

compared to exercise 1, except for participants with IDs 5 and 8 (healthy participants). The most notable enhancements are seen in subjects 1 (25.71%) and 4 (45.90%), both patients, and subject 6 (43.44%). Statistical analysis supports these observations. A t-test was performed to compare the NDoI between patients and healthy participants, and a statistically significant difference was found ($t = 2.522$, $p = 0.0402$). It is highly plausible that the improvement

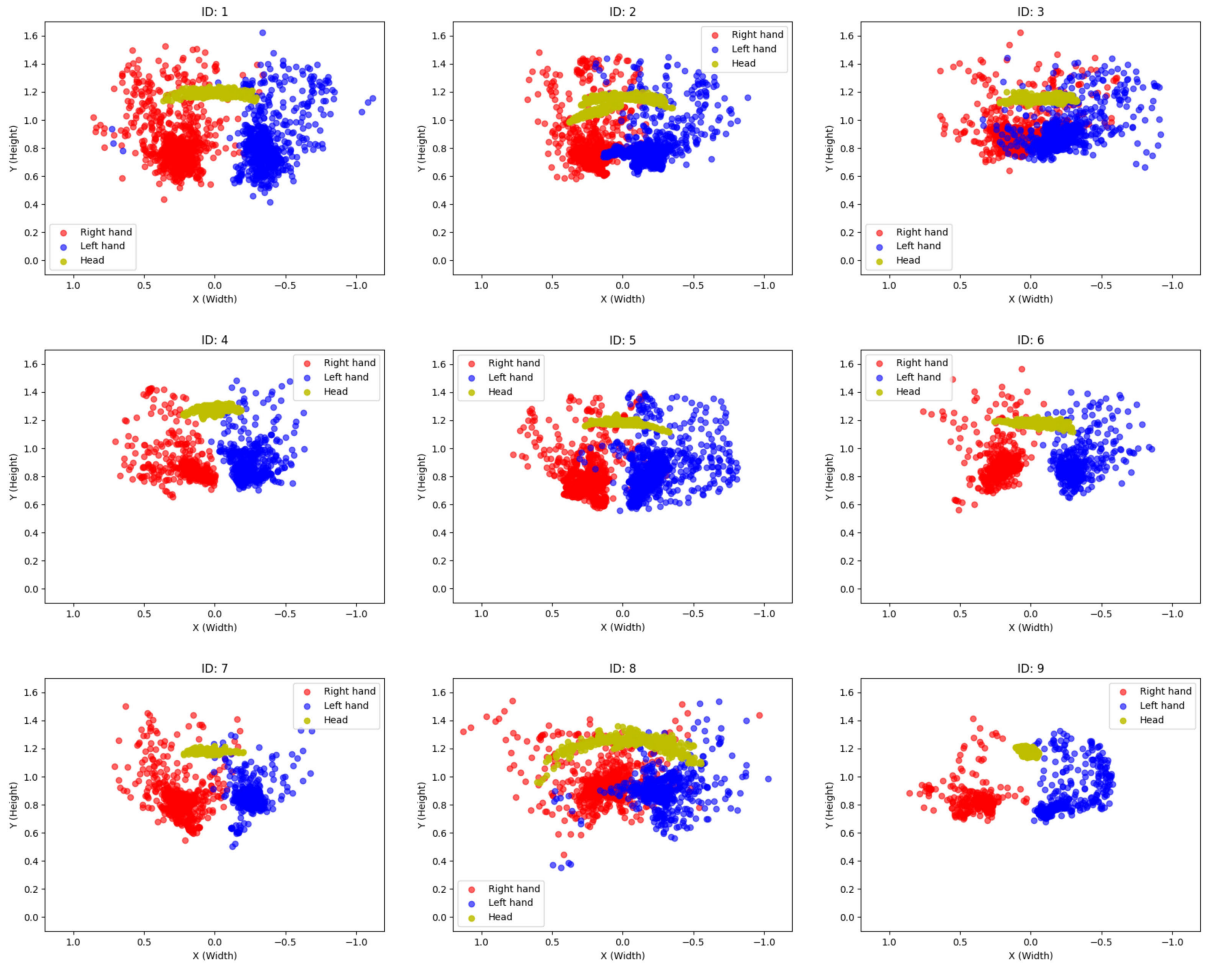


FIGURE 13. 2D representation of participants' hand and head positions during the first training session.

TABLE 7. Summary of the evaluation session at HNPT. Columns represent: Identifier (participant ID), time Ex1 (active time in seconds during exercise 1), saves Ex1 (number of saves in exercise 1), time Ex2 (active time in seconds during exercise 2), saves Ex2 (number of saves in exercise 2), and NDoI (normalized degree of improvement). NDoI is calculated based on the changes in active time and number of saves between Ex1 and Ex2 according to Equation 1.

Identifier	Time Ex1 (seconds)	Shots Ex1	Saves Ex1	Time Ex2 (seconds)	Shots Ex2	Saves Ex2	NDoI
1	99	64	49	126	85	70	25.71%
2	100	53	38	102	64	49	12.20%
3	96	60	45	108	69	54	13.89%
4	63	31	16	97	52	37	45.90%
5	96	51	36	65	35	20	-38.41%
6	77	43	28	122	71	56	43.44%
7	64	34	19	68	38	23	11.64%
8	74	40	25	66	36	21	-13.41%
9	56	27	12	64	31	16	18.75%
Average	80.55	44.77	29.77	90.88	53.44	38.44	13.30%

across the sessions can be primarily attributed to two factors: 1) increased familiarity with the virtual environment in the second session following the experience of the first (an early improvement is an indicator of a high degree of usability),

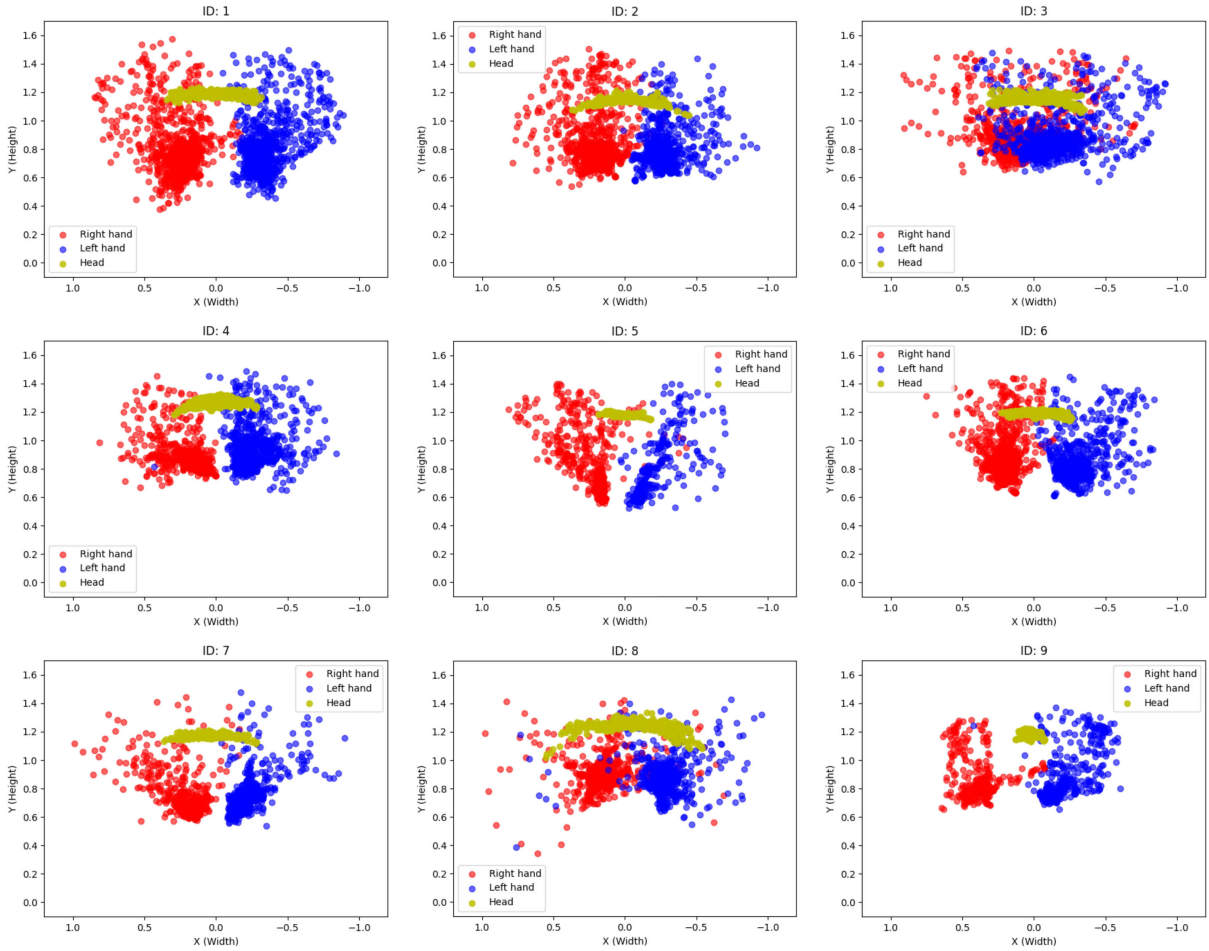


FIGURE 14. 2D representation of participants' hand and head positions during the second training session.

and 2) the preliminary exercising in the first session primes the muscles for the second session.

Table 8 and Figures 15 and 16 show the distribution of movements with the left and right hand divided into four quartiles, such that Q1 represents the movements closest to the trunk and the resting position, and Q4 the opposite, movements further away that involve greater arm extension and trunk inclination. Let us remember that one of the objectives was to demonstrate that the proposed system is safe for the patient and does not pose a risk of worsening injury or causing new injuries. The movements recorded within the Q4 quartile represent the maximum limit of movements that the user can perform. The results demonstrate that 100% of the movements are within the range of safe movements and that most of them are concentrated in Q1 and Q2. Data that have been validated by the clinical staff of HNPT themselves.

The tables 3, 4, 5, and 6, based on the defined regions in 9, provide insightful information about the strengths and weaknesses of each individual. Generally, it is observable in

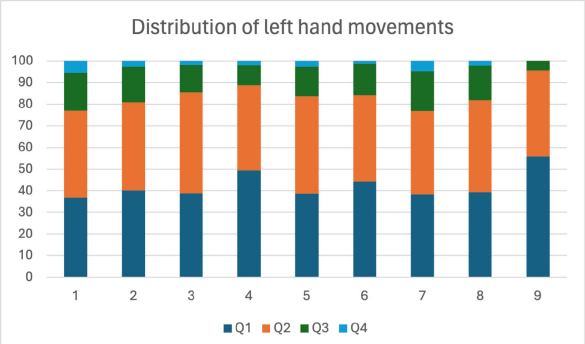


FIGURE 15. Distribution of left hand movements divided into four quartiles, with Q1 being the range of movements closest to the body's central axis and Q4 the movements furthest from the initial resting position.

tables 3 and 5 that the number of goals in the peripheral zones A1, B1, A5, and B5 is higher, which can be attributed to the greater trunk mobility required in these areas.

TABLE 8. Distribution of left and right hand movements divided into four quartiles, with Q1 being the closest to the resting position and Q4 requiring the greatest displacement.

User	Left Hand				Right Hand			
	Q1 (%)	Q2 (%)	Q3 (%)	Q4 (%)	Q1 (%)	Q2 (%)	Q3 (%)	Q4 (%)
1	36.7%	40.2%	17.6%	5.5%	35.2%	41.1%	18.3%	5.4%
2	40.1%	40.8%	16.3%	2.8%	42.6%	38.9%	14.2%	4.3%
3	38.9%	46.6%	12.6%	1.9%	40.1%	49.1%	8.3%	2.5%
4	49.3%	39.5%	9.1%	2.1%	47.3%	44.1%	7.8%	0.8%
5	38.5%	45.2%	13.6%	2.7%	36.9%	43.2%	16.7%	3.2%
6	44.3%	39.9%	14.5%	1.3%	42.5%	43.2%	12.5%	1.8%
7	38.2%	38.6%	18.3%	4.9%	40.5%	41.6%	14.9%	3.0%
8	39.4%	42.4%	16.0%	2.2%	40.4%	41.7%	15.4%	2.5%
9	55.7%	39.7%	4.6%	0%	56.1%	40.3%	2.4%	1.2%

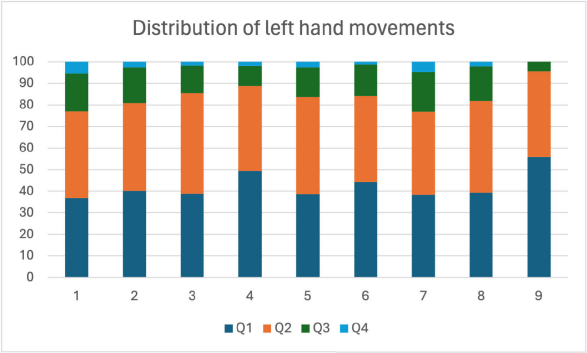


FIGURE 16. Distribution of right hand movements divided into four quartiles, with Q1 being the range of movements closest to the body's central axis and Q4 the movements furthest from the initial resting position.

The data from these tables is further augmented by the graphs in Figures 13 and 14, which depict the kinematics of each individual's hands and arms during the exercises, measured in meters. These graphs allow therapists to easily assess the mobility of each individual, distinguishing between the left and right arm/hand, as well as the head. Generally, in patients with limited mobility (IDs 4, 7 and 9), there is a notably shorter range of head movement compared to other users. There is also a lower concentration of points and reduced amplitude due to limited movement in the arms and trunk. This is not as pronounced in the first patient (ID: 1) due to previously discussed factors: a longer time since the injury (20 years), accumulated rehabilitation, and regular practice of adapted sports.

Finally, in Table 9 shows the rest of the metrics calculated for the experiment participants. It can be noted that the average speed with both arms oscillates around 1.5 m/s. This speed depends on the user's movement capability but also on the system configuration, which prevents excessively abrupt movements that could endanger the patient's safety. Furthermore, Meta's API provides a parameter that determines whether the hand data recording at a given time is reliable, i.e., whether it has been detected and falls within the limits visible by the camera. As can be seen in the dataset, observing this specific parameter (see Section VI - data availability), the hands of all users have been correctly registered 100% of the time. With the speed not exceeding 3.2 m/s, the detection system remains stable as demonstrated in [3].

The evaluation of these variables shows that while the combined mean hand speed between SCI patients and healthy participants is not significantly different ($t = 1.838, p = 0.132$), movement irregularity shows significant differences. SCI patients show greater irregularity (12.423 m/s^2 vs. 7.463 m/s^2) with a statistically significant difference ($t = 3.902, p = 0.007$). Although movement capacity did not show significant differences ($t = -1.835, p = 0.152$), there is a trend towards significance, potentially influenced by the high degree of mobility presented by Subject 1. As mentioned above, this is a chronic phase patient with a high level of upper limb mobility despite the injury. However, movement irregularities can still be observed in this patient due to the motor consequences of the SCI.

E. EXPERIENCE AND USABILITY EVALUATION

After completing the exercises, the participants completed a test designed to evaluate user experience and usability. Specifically, the test was designed to collect feedback on the participant's previous experience with VR applications, the usability of the system proposed in this work, the motivation produced by the tool, the feeling of immersion, the degree of comfort and well-being, and finally, the applicability and usefulness in rehabilitation routines.

To this end, a test was designed with 12 questions. The research team set itself the goal of compacting the number of questions as much as possible to speed up the capture of the participant's opinion, without causing excessive effort and their desire to finish influencing the answers. The minimum number of questions should allow evaluating the aspects mentioned in the first paragraph.

TABLE 9. Summary of hand speed, movement capacity, and irregularity metrics for different users.

User	Right Hand Speed (m/s)	Left Hand Speed (m/s)	Movement Capacity Right (m)	Movement Capacity Left (m)	Irregularity of Movements Right (m/s^2)	Irregularity of Movements Left (m/s^2)
1	1.54	1.53	20.33	20.42	11.26	12.21
2	1.46	1.48	16.63	16.83	6.85	5.56
3	1.50	1.45	17.23	16.69	12.26	6.06
4	1.47	1.49	5.24	5.27	11.26	9.24
5	1.50	1.44	16.35	15.61	3.28	7.17
6	1.51	1.52	20.92	20.98	7.88	7.06
7	1.54	1.54	11.26	11.28	15.37	10.10
8	1.55	1.49	16.65	16.04	11.27	7.24
9	1.64	1.54	7.23	6.79	18.27	11.67

In this way, Q1 and Q2 obtain personal information from the user, such as their identifier and age. This second parameter can have an influence on the degree of mobility.

Q3 tries to capture the user's previous experience in VR, with the question ''Have you used VR applications with the Meta Quest 2 device before?'' The user can answer a) yes, frequently, b) yes, on occasion, or c) no, never.

The following two questions, Q4 and Q5, focus on usability. Q4 - In general, I consider the serious game easy to use; the user's response is a number between 1-5, with 1 being very rarely or never and 5 being very frequently used. Q5 - The audio-visual elements have helped me to understand the events that occurred and understand what is happening in the virtual environment. Again, the possible answer is a number between 1-5, with 1 being strongly disagree and 5 being the opposite.

The following two questions, Q6 and Q7, aim to determine the degree of motivation. Q6 - After playing, I feel motivated to continue playing or to return to the game at another time. The user can respond with a value between 1-5, with 1 being ''strongly disagree'' and 5 being the opposite. Q7 - I have experienced a sense of accomplishment and satisfaction upon completing the exercises. Again, the response is a value between 1-5 with the same meaning.

Q8 evaluates the degree of immersion. The response is a value between 1-5, with 1 being a minimal sense of immersion and 5 being the opposite.

The following question, Q9, aims to measure the degree of comfort and well-being of the user. ''I have experienced dizziness, disorientation, or balance difficulties while playing.'' The possible answers are: a) I have not experienced any symptoms at all, b) I have experienced mild symptoms, c) I have experienced moderate symptoms, d) I have experienced significant symptoms, e) I have experienced very intense symptoms.

Questions Q10, Q11, and Q12 capture the user's opinion on the usefulness of the tool applied to the treatment routine. Q10 - ''I believe that this type of VR-based games can be a good complement to classical rehabilitation,'' with a response of a number between 1-5, with 1 being ''Strongly disagree'' and 5 being ''Strongly agree.'' Q11 - ''How would you rate your overall experience with the VR handball game?'', numerical response between 1-5, with 1 being ''Very bad'' and 5 being ''Excellent.'' Q12 - ''Would you recommend this game to other people?'', possible answers: a) yes, b) no.

The Figure 17 contains a set of charts summarizing the results obtained in the test. As can be seen, Q3 - 8 out of the 9 participants had previous experience with the use of immersive systems. Q4 - four users rated the ease of use with a value of 5, another four with a value of 4, and finally, one of them with a value of 3 (average 4.33). Q5 - regarding how the audiovisual feedback contributed to a better understanding of the environment, seven of the participants provided a rating of 5 and two of them a rating of 4, obtaining an average response of 4.78 out of 5. It is noteworthy that none of the participants reported visibility issues during the tests, accurately perceiving the virtual balls throughout their trajectories. In this regard, adequate lighting and the projection of shadows have a direct impact.

In the second row of Figure 17, we find the results of the responses to questions Q6, Q7, and Q8. Q6 - participants rate their motivation when using the tool; seven of them feel very motivated (rating it as 5) and two of them rate their motivation as 4. The average value in this case is 4.78 out of 5. Q7 measures the feeling of achievement and satisfaction, with 5 being the highest satisfaction. Five of the participants rated the level of satisfaction as 5, three with a value of 4, and finally, only one of them rated the degree of satisfaction with an intermediate value of 3. Based on these ratings, the average satisfaction level was 4.44 out of 5. Q8 assessed the degree of immersion on a scale from 0 to 4, with 4 representing the highest feeling of immersion. Four participants rated the feeling of immersion with a value of 5, another four with a value of 4, and one unique participant with a value of 3.

The last row of Figure 17 summarizes the results of questions Q9, Q10, and Q11. Q9 - asked participants if they had experienced any sensation of dizziness, disorientation, or imbalance. The responses from 1 to 5 allowed expressing the degree of discomfort from less (1) to more (5). The chart shows that 8 out of 9 participants did not experience any negative symptoms, while only 1 experienced moderate symptoms (average 1.22). Q10 - participants were asked to rate the proposal as a complement to traditional rehabilitation, on a scale of 1-5, with 5 being 'strongly agree'. Of all participants, 8 out of 9 rated the question with a 5, and

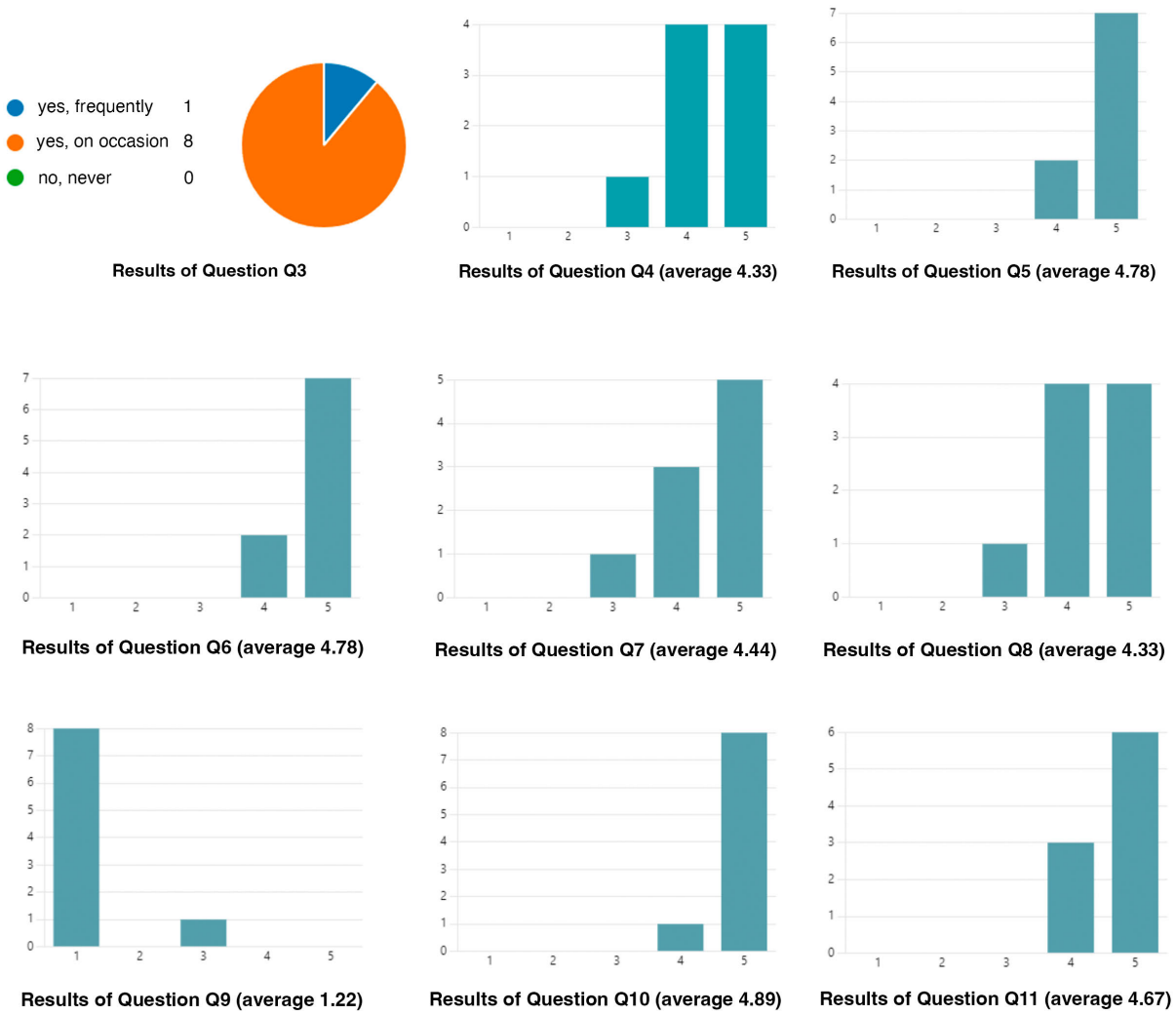


FIGURE 17. Charts that summarize the results obtained in the user experience and usability test.

one of them, the remaining one, provided a rating of 4. Q11 - participants were asked to rate the overall system, with 1 being 'very poor' and 5 'excellent'. Six of the nine participants rated the proposal with a 5 and the rest with a value of 4, obtaining an average value of 4.67 out of 5.

Question Q12, not represented in Figure 17, asked participants if they would recommend the system to other users. 100% of the participants answered 'yes' to the question asked.

Based on the obtained results, we can conclude that in terms of usability, the system achieved an average rating of 4.33 out of 5 for ease of use and 4.78 out of 5 for how the audiovisual elements facilitated understanding of the virtual environment, indicating high acceptance of its interface. Regarding motivation and satisfaction, the game generated high levels of motivation (4.78 out of 5) and satisfaction (4.44 out of 5), implying strong interest and gratification from the users. Immersion, a critical aspect in VR, was rated with an average of 4.44 out of 5, highlighting the system's effectiveness in creating an enveloping experience. Safety and comfort are evidenced by a low incidence of discomfort, with an average of 1.22 out of 5 in experiencing negative symptoms such as dizziness or imbalance. Finally, the perception of the system's usefulness as a complement to traditional rehabilitation is notably high, with an average rating of 4.67 out of 5 in the related question. These quantitative results suggest a positive reception and high efficacy of the VR system in terms of usability, user experience, and applicability in rehabilitation contexts.

F. LIMITATIONS AND FUTURE WORK

Although the VR serious game for upper limb rehabilitation was developed based on feedback from SCI experts, several areas for improvement were identified during the pilot test, especially in view of the long-term experiments planned for the future. In terms of the interface, although all SCI patients were able to independently select various menu options, some had difficulty pressing certain buttons due to their proximity to others. As a result, consideration is being given to reorganising the main menu into different sub-menus, reducing the load on a single panel and allowing the inclusion of larger buttons with more space between them.

From a functional point of view, the SCI experts recommend that a fixed configuration be established, eliminating random launches, in order to facilitate long-term experiments to consistently compare efficacy and patient progress, as well as to allow comparisons between the results of different participants.

For the main menu, efforts will focus on restructuring the menu and submenus to reduce visual clutter. In addition, for the data captured and stored during the execution of the exercise, it is advisable to include not only the position and rotation of the hands, but also the position of the ball for each frame. This will allow to determine if the ball and hands were in the same position in the same frame and if a collision was not properly detected, thus helping to rule out false negatives.

Finally, we envisions three future additional lines of work. 1) The first is to incorporate the lower half of the body into the system for users who have mobility in their legs. This will require the addition of trackers on both legs and the expansion of algorithms to detect collisions between virtual balls and legs, enabling the user to make stops with this part of the body. 2) The second is a natural evolution of the work using augmented reality. New devices from META allow switching between fully and partially immersive worlds. The use of AR would allow the user to view a completely real environment interspersed with integrated virtual elements, in this case, launchers and virtual balls. In our case, it would be feasible to have a real sports space, as the HNPT has a pavilion for practicing adapted sports. Future work will examine how training in real environments, the capability of passthrough, and interaction with virtual elements will influence training outcomes, specifically in terms of engagement and performance.

Once the functionality is validated and the safety and autonomy of the system are ensured, 3) the intention is to continue the research with the formation of a control group, the expansion of the participant sample, and the long-term analysis of the system's efficacy as well as its influence on patient improvement.

VI. CONCLUSION

This paper presents a VR serious game specifically developed for SCI patients requiring upper limb rehabilitation. The game, inspired by handball goalkeeper training, is designed to complement traditional therapy methods by providing a more engaging and motivating environment for exercise. Both the development and the deployment of this serious game is facilitated by the cloud-based Rehab-Immersive platform, which hosts a catalogue of serious games created for VR-based upper-limb rehabilitation for SCI patients.

The experimentation carried out is specifically focused on a functional assessment, involving patients and health professionals experienced in VR and rehabilitation. The results from the quantitative evaluation demonstrate that the proposed system allows users with motor limitations to train autonomously without the need for assistance from others. The system's configurability enables it to be adapted to the limitations and needs of each patient, making it a versatile tool for enhancing accessibility. The environment is safe as it significantly reduces overexertion and compensatory movements that could compromise the patient's health. The set of proposed metrics and the monitoring system individually detects strengths and weaknesses in each half of the body, and will allow for the long-term tracking of patient progress in the future. On the other hand, the qualitative evaluation of the proposed serious game shows a high level of commitment, motivation, well-being, and user acceptance to be included as a supplement in their therapy.

The decisions made in this work regarding usability, accessibility, safety, and data recording can be of great value to researchers designing and developing systems with similar characteristics before exposing their use to a large number of patients over extended periods of time.

DATA AVAILABILITY

All data collected during the experiment are publicly available in the GitHub repository: https://github.com/AIR-Research-Group-UCLM/Rehab-HandballVR. The repository is organized into nine folders, each corresponding to an individual participant in the experiment. Each folder contains a `Historical.CSV` file detailing the number of throws, saves, and goals detected, as well as a `TrackingData` subfolder, which includes a CSV files with the kinematics recorded for each exercise performed. In addition, a video demonstration of the developed software and a summary of sequences from the day's experimentation can be viewed at https://youtu.be/kZJTIwY3xP0.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to special thanks to Oscar Dominguez Ocaña, master's student in computer science who was directly involved in the software development of the serious game.

REFERENCES

[1] *Meta Quest 2*. Accessed: Aug. 15, 2024. [Online]. Available: https://www.meta.com/es/en/quest/products/quest-2/tech-specs/

[2] P. Domínguez-Téllez, J. A. Moral-Muñoz, A. Salazar, E. Casado-Fernández, and D. Lucena-Antón, "Game-based virtual reality interventions to improve upper limb motor function and quality of life after stroke: Systematic review and meta-analysis," *Games Health J.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–10, 2020.

[3] D. Abdlkarim, M. Di Luca, P. Aves, M. Maaroufi, S.-H. Yeo, R. C. Miall, P. Holland, and J. M. Galea, "A methodological framework to assess the accuracy of virtual reality hand-tracking systems: A case study with the meta quest 2," *Behav. Res. Methods*, vol. 56, no. 2, pp. 1052–1063, 2024.

[4] C. A. Aguilar-Lazcano, E. J. Rechy-Ramirez, H. Hu, H. V. Rios-Figueroa, and A. Marin-Hernandez, "Interaction modalities used on serious games for upper limb rehabilitation: A systematic review," *Games Health J.*, vol. 8, no. 5, pp. 313–325, Oct. 2019.

[5] J. Albusac, V. Herrera, S. Schez-Sobrino, R. Grande, D. N. Monekosso, and D. Vallejo, "Innovative haptic-based system for upper limb rehabilitation in visually impaired individuals: A multilayer approach," *Multimedia Tools Appl.*, vol. 83, no. 21, pp. 60537–60563, Dec. 2023.

[6] A. Baldominos, Y. Saez, and C. G. D. Pozo, "An approach to physical rehabilitation using state-of-the-art virtual reality and motion tracking technologies," *Proc. Comput. Sci.*, vol. 64, pp. 10–16, Jan. 2015.

[7] R. Baluz, A. Teles, J. E. Fontenele, R. Moreira, R. Fialho, P. Azevedo, D. Sousa, F. Santos, V. H. Bastos, and S. Teixeira, "Motor rehabilitation of upper limbs using a gesture-based serious game: Evaluation of usability and user experience," *Games Health J.*, vol. 11, no. 3, pp. 177–185, Jun. 2022.

[8] S. Cai, G. Li, E. Su, X. Wei, S. Huang, K. Ma, H. Zheng, and L. Xie, "Real-time detection of compensatory patterns in patients with stroke to reduce compensation during robotic rehabilitation therapy," *IEEE J. Biomed. Health Informat.*, vol. 24, no. 9, pp. 2630–2638, Sep. 2020.

[9] A. Cuesta-Gómez, P. Sánchez-Herrera-Baeza, E. D. Oña-Simbaña, A. Martínez-Medina, C. Ortiz-Comino, C. Balaguer-Bernaldo-De-Quirós, A. Jardón-Huete, and R. Cano-De-La-Cuerda, "Effects of virtual reality associated with serious games for upper limb rehabilitation in patients with multiple sclerosis: Randomized controlled trial," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 17, no. 1, pp. 1–10, Dec. 2020.

[10] A. V. L. de Araújo, J. F. D. O. Neiva, C. B. D. M. Monteiro, and F. H. Magalhães, "Efficacy of virtual reality rehabilitation after spinal cord injury: A systematic review," *BioMed Res. Int.*, vol. 2019, pp. 1–15, Nov. 2019.

[11] I. Doumas, G. Everard, S. Dehem, and T. Lejeune, "Serious games for upper limb rehabilitation after stroke: A meta-analysis," *J. NeuroEng. Rehabil.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–16, Dec. 2021.

[12] F. S. Durán, L. Lugo, L. Ramírez, and E. E. Lic, "Effects of an exercise program on the rehabilitation of patients with spinal cord injury," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 10, pp. 1349–1354, Oct. 2001.

[13] A. Garzo, J. H. Jung, J. Arcas-Ruiz-Ruano, J. C. Perry, and T. Keller, "ArmAssist: A telerehabilitation solution for upper-limb rehabilitation at home," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 30, no. 1, pp. 62–71, Mar. 2023.

[14] C. Gmez-Portes, D. Carneros-Prado, J. Albusac, J. J. Castro-Schez, C. Glez-Morcillo, and D. Vallejo, "PhyRe up! A system based on mixed reality and gamification to provide home rehabilitation for stroke patients," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 139122–139137, 2021.

[15] C. Gmez-Portes, C. Lacave, A. I. Molina, and D. Vallejo, "Home rehabilitation based on gamification and serious games for young people: A systematic mapping study," *Appl. Sci.*, vol. 10, no. 24, p. 8849, Dec. 2020.

[16] J. Hao, H. Xie, K. Harp, Z. Chen, and K.-C. Siu, "Effects of virtual reality intervention on neural plasticity in stroke rehabilitation: A systematic review," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 103, no. 3, pp. 523–541, Mar. 2022.

[17] R. Herne, M. F. Shiratuddin, S. Rai, D. Blacker, and H. Laga, "Improving engagement of stroke survivors using desktop virtual reality-based serious games for upper limb rehabilitation: A multiple case study," *IEEE Access*, vol. 10, pp. 46354–46371, 2022.

[18] V. Herrera, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, A. de los Reyes, C. Glez-Morcillo, and J. Albusac, "Rehab-immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation," *SoftwareX*, vol. 23, Jul. 2023, Art. no. 101412.

[19] J. Huang, M. Lin, J. Fu, Y. Sun, and Q. Fang, "An immersive motor imagery training system for post-stroke rehabilitation combining VR and EMG-based real-time feedback," in *Proc. 43rd Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC)*, Nov. 2021, pp. 7590–7593.

[20] S. I. Afsar, I. Mirzayev, O. U. Yemisci, and S. N. C. Saracgil, "Virtual reality in upper extremity rehabilitation of stroke patients: A randomized controlled trial," *J. Stroke Cerebrovascular Diseases*, vol. 27, no. 12, pp. 3473–3478, Dec. 2018.

[21] M.-C. Juan, J. Elexpuru, P. Dias, B. S. Santos, and P. Amorim, "Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation: Comparing hand and controller interaction," *Virtual Reality*, vol. 27, no. 2, pp. 1157–1171, Jun. 2023.

[22] R. Karamians, R. Proffitt, D. Kline, and L. V. Gauthier, "Effectiveness of virtual reality- and gaming-based interventions for upper extremity rehabilitation poststroke: A meta-analysis," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 101, no. 5, pp. 885–896, May 2020.

[23] S. H. Lee, H. Jung, S. J. Yun, B. Oh, and H. G. Seo, "Upper extremity rehabilitation using fully immersive virtual reality games with a head mount display: A feasibility study," *PMR*, vol. 12, no. 3, pp. 257–262, Mar. 2020.

[24] S.-H. Lee, J. Cui, L. Liu, M.-C. Su, L. Zheng, and S.-C. Yeh, "An evidence-based intelligent method for upper-limb motor assessment via a VR training system on stroke rehabilitation," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 65871–65881, 2021.

[25] Q. Li, Y. Liu, J. Zhu, Z. Chen, L. Liu, S. Yang, J. Li, R. Jin, J. Tao, and L. Chen, "A motion recognition model for upper-limb rehabilitation exercises," *J. Ambient Intell. Humanized Comput.*, vol. 14, no. 12, pp. 16795–16805, Dec. 2023.

[26] S. Mateo, P. Revol, M. Fourtassi, Y. Rossetti, C. Collet, and G. Rode, "Kinematic characteristics of tenodesis grasp in C6 quadriplegia," *Spinal Cord*, vol. 51, no. 2, pp. 144–149, Sep. 2012.

[27] D. B. Mekbib, J. Han, L. Zhang, S. Fang, H. Jiang, J. Zhu, A. W. Roe, and D. Xu, "Virtual reality therapy for upper limb rehabilitation in patients with stroke: A meta-analysis of randomized clinical trials," *Brain Injury*, vol. 34, no. 4, pp. 456–465, Mar. 2020.

[28] M. F. Pereira, C. Prahm, J. Kolbenschlag, E. Oliveira, and N. F. Rodrigues, "A virtual reality serious game for hand rehabilitation therapy," in *Proc. IEEE 8th Int. Conf. Serious Games Appl. Health (SeGAH)*, Aug. 2020, pp. 1–7.

[29] J. P. Proença, C. Quaresma, and P. Vieira, "Serious games for upper limb rehabilitation: A systematic review," *Disab. Rehabil., Assistive Technol.*, vol. 13, no. 1, pp. 95–100, Jan. 2018.

[30] S. Sardari, S. Sharifzadeh, A. Daneshkhah, B. Nakisa, S. W. Loke, V. Palade, and M. J. Duncan, "Artificial intelligence for skeleton-based physical rehabilitation action evaluation: A systematic review," *Comput. Biol. Med.*, vol. 158, May 2023, Art. no. 106835.

[31] E. Scalona, J. Taborri, D. R. Hayes, Z. Del Prete, S. Rossi, and E. Palermo, "Is the neuromuscular organization of throwing unchanged in virtual reality? Implications for upper limb rehabilitation," *Electronics*, vol. 8, no. 12, p. 1495, Dec. 2019.

[32] L. Shahmoradi, S. Almasi, H. Ahmadi, A. Bashiri, T. Azadi, A. Mirbagherie, N. N. Ansari, and R. Honarpishe, "Virtual reality games for rehabilitation of upper extremities in stroke patients," *J. Bodywork Movement Therapies*, vol. 26, pp. 113–122, Apr. 2021.

[33] J.-H. Shin, H. Ryu, and S. H. Jang, "A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: A usability test and two clinical experiments," *J. NeuroEng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–10, Dec. 2014.

[34] X. Song, S. S. van de Ven, S. Chen, P. Kang, Q. Gao, J. Jia, and P. B. Shull, "Proposal of a wearable multimodal sensing-based serious games approach for hand movement training after stroke," *Frontiers Physiol.*, vol. 13, Jun. 2022, Art. no. 811950.

[35] A. I. F. Spooren, Y. J. M. Janssen-Potten, E. Kerckhofs, H. M. H. Bongers, and H. A. M. Seelen, "Evaluation of a task-oriented client-centered upper extremity skilled performance training module in persons with tetraplegia," *Spinal Cord*, vol. 49, no. 10, pp. 1049–1054, Oct. 2011.

[36] M. Vergara, J. L. Sancho-Bru, V. Gracia-Ibáñez, and A. Pérez-González, "An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living," *J. Hand Therapy*, vol. 27, no. 3, pp. 225–234, Jul. 2014.

[37] S. Vogt, N. Skjæret-Maroni, D. Neuhaus, and J. Baumeister, "Virtual reality interventions for balance prevention and rehabilitation after musculoskeletal lower limb impairments in young up to middle-aged adults: A comprehensive review on used technology, balance outcome measures and observed effects," *Int. J. Med. Informat.*, vol. 126, pp. 46–58, Jun. 2019.

[38] X. Wang, Y. Fu, B. Ye, J. Babineau, Y. Ding, and A. Mihailidis, "Technology-based compensation assessment and detection of upper extremity activities of stroke survivors: Systematic review," *J. Med. Internet Res.*, vol. 24, no. 6, Jun. 2022, Art. no. e34307.

[39] A. Webster, M. Poyade, S. Rooney, and L. Paul, "Upper limb rehabilitation interventions using virtual reality for people with multiple sclerosis: A systematic review," *Multiple Sclerosis Rel. Disorders*, vol. 47, Jan. 2021, Art. no. 102610.
[40] H. Yan, "Construction and application of virtual reality-based sports rehabilitation training program," *Occupational Therapy Int.*, vol. 2022, pp. 1–13, May 2022.



VANESA HERRERA received the degree in computer engineering and the master's degree in advanced information technologies from the University of Castilla-La Mancha (UCLM), where she is currently pursuing the degree. With over a decade of experience in the private software development sector, she has participated in various projects, contributing to her extensive industry expertise. Since 2012, she has been a member of the Artificial Intelligence Rendering (AIR) Research Group, UCLM. In collaboration with the National Hospital for Paraplegics in Toledo, she currently works on a national research project developing virtual reality applications aimed at facilitating upper limb recovery in spinal cord injury patients. In this context, she is currently working on her Ph.D. thesis.



JAVIER ALBUSAC received the degree in computer engineering and the European Ph.D. degree from the University of Castilla-La Mancha, in 2005 and 2010, respectively. He is currently an Associate Professor and the Vice Director of the School of Computer Science in Ciudad Real, UCLM. He is the author of more than 25 articles in high-impact journals. His current research interests include the application of virtual reality and artificial intelligence to rehabilitation for individuals with motor disabilities.



EUSEBIO ANGULO received the B.Sc. degree in computer engineering and the M.Sc. and Ph.D. degrees in advanced information technology from the University of Castilla-La Mancha, in 2007, 2009, and 2012, respectively. From 2005 to 2011, he was a Research Assistant in models and algorithms with the Transportation Systems (MAT) Research Group. Since 2011, he has been a Professor with the Mathematics Department, College of Computer Science, University of Castilla-La Mancha. He is the author of 18 journal articles. He has been involved in seven regional and national projects and has participated in more than 40 national and international research conferences. His research interests include heuristic algorithms, artificial intelligence, operations research, statistics, and a big data application to sports analytics. Finally, he has been a high-performance handball coach for 17 years.



CARLOS GONZÁLEZ-MORCILLO received the Ph.D. degree in computer science from the University of Castilla-La Mancha (UCLM), Spain, in 2007. He is currently a Full Professor of computer science and the Academic Director of UCLM. His current research interests include augmented reality, multi-agent architectures, interactive graphics, and distributed rendering.



ANA DE LOS REYES-GUZMAN received the Ph.D. degree in biomedical engineering from the Polytechnic University of Madrid, in 2015. She is currently a Biomedical Engineer with the Biomechanics and Technical Aids Department, National Hospital for Paraplegics, Toledo, Spain. Her research has focused on the rehabilitation of movement disorders, particularly through the development and clinical application of virtual reality and low-cost technologies for upper limb rehabilitation in spinal cord injury patients. Her extensive work includes leading innovative projects that integrate advanced biomechanical models and rehabilitation devices to improve the functional assessment and recovery of motor abilities in patients with neurological disorders.



DAVID VALLEJO received the Ph.D. degree in computer science from the University of Castilla-La Mancha (UCLM), Spain, in 2010. He is currently an Associate Professor of computer science with UCLM, where he was the Academic Director, from 2016 to 2020. His research interests include eHealth, multi-agent systems, distributed programming, augmented reality, and gamification.

Creating Adapted Environments: Enhancing Accessibility in Virtual Reality for Upper Limb Rehabilitation Through Automated Element Adjustment

- **Autores:** V. Herrera, J. Albusac, J. J. Castro-Schez, C. Glez-Morcillo, D. N. Monekosso, S. Pacheco, R. Perales, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** Virtual Reality.
- **Editorial:** Springer.
- **ISSN:** 1434-9957.
- **Año:** 2025.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.1007/s10055-024-01078-w
- **Categoría:** Computer Science, Software Engineering.
- **Factor de Impacto(2023):** 3.2
- **Factor de Impacto a 5 años(2023):** 3.5.
- **Ranking** JCR: Q1.
- **Repositorio:** https://github.com/AIR-Research-Group-UCLM/Accessible-Rehab

Virtual Reality (2025) 29:28
https://doi.org/10.1007/s10055-024-01078-w

ORIGINAL ARTICLE

Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment

V. Herrera[1] · J. Albusac[1] · J. J. Castro-Schez[1] · C. González-Morcillo[1] · D. N. Monekosso[2] · S. Pacheco[3] · R. Perales[4] · A. de los Reyes-Guzmán[3]

Received: 26 July 2024 / Accepted: 27 November 2024
© The Author(s) 2024

Abstract
In the last decade, Virtual Reality (VR) has emerged as a promising tool for upper limb rehabilitation, effectively complementing conventional therapies. However, one of the main challenges lies in designing virtual environments that adapt to the specific needs of each patient, considering their unique motor limitations. An inadequately adapted environment can result in overexertion and the inability to perform exercises, negatively affecting both the patient's motivation and their recovery. This article hypothesizes that automatic calibration and dynamic object adjustment algorithms in virtual reality environments improve accessibility and efficiency in upper limb rehabilitation exercises for patients with SCI. For this purpose, we present an innovative calibration method that individually identifies and maps motor limitations on the left and right sides of the body. As a result, an irregular volume, formed by the interconnection of three elliptical shapes, is generated that envelops the patient and represents their safe range of movements. Furthermore, a second method is introduced that automatically readjusts the location of objects within the virtual environment to the safe space generated, optimizing the patient's accessibility and interaction with therapy elements. To test the results, an immersive VR environment was designed in which the aforementioned methods were applied for the automatic placement of virtual elements in the peripersonal space (PPS) of the participants. Testing has been carried out at the Hospital Nacional de Parapléjicos in Toledo (HNPT) with patients suffering from spinal cord injuries (SCI) and healthy participants who are SCI specialists. The quantitative results obtained demonstrate that this dynamic adjustment of the environment allows for adaptation that leads to a 100% success rate in task completion after the automatic adjustment, compared to a 62.5% success rate when using a configuration with virtual elements adapted to the motor capabilities of a healthy person (for both healthy participants and patients). This adjustment not only facilitates a greater number of exercise repetitions, but also reduces the time needed to access each object, with an average reduction in time of 47.94% across the entire sample. This reduction is even more significant when considering only the group of SCI patients, with a reduction of 53.78%. Additionally, the qualitative evaluation complements the study with a perception of ease of use for the calibration (mean = 1.29 ± 0.46) and low complexity in accessing the interactive objects after the automatic adjustment (mean = 1.12 ± 0.45). These results demonstrate the effectiveness of the proposed algorithms and the improved user experience.

Keywords Serious games · Virtual reality · Adaptation · Accessibility · Upper-limb rehabilitation · Spinal cord injury

✉ V. Herrera
vanesa.herrera@uclm.es

[1] Department of Information Technologies and Systems, University of Castilla-La Mancha, Paseo de la Universidad 4, 13071 Ciudad Real, Spain

[2] Department of Computer Science, Durham University, Stockton Road, Durham DH1 3LE, UK

[3] Biomechanics and Technical Aids Unit, National Hospital for Paraplegics, Carretera de la Peraleda s/n, 45004 Toledo, Spain

[4] Occupational Therapy Unit, National Hospital for Paraplegics, Carretera de la Peraleda s/n, 45004 Toledo, Spain

Published online: 25 January 2025

1 Introduction

Virtual reality (VR), although not an emerging technology, has experienced remarkable growth over the past five years. This trend has been reflected in the commitment of technology giants such as Microsoft, Apple, Meta or HTC, who have invested in developing their own VR devices and bringing them to market at more affordable prices. Technological improvements, cost reductions and a wide range of applications and games have led to widespread use.

In addition, evolving APIs have simplified the development of virtual environments, offering advanced functionalities such as hand tracking, interaction with virtual objects and a more realistic physics engine. These developments have catalysed an increase in the number of projects and research in various fields. This growth is attributed to more affordable devices and a broad spectrum of applications, including entertainment (Valente et al. 2016; Cheng and Wang 2022; Ying et al. 2022), art (Lin et al. 2020; Kim and Lee 2022; Chrysanthakopoulou et al. 2022), medicine and healthcare (Javaid and Haleem 2020; Venkatesan et al. 2021; Fujihara and Ukimura 2022) and education (Paíno Ambrosio et al. 2020; Wang et al. 2022; Soliman et al. 2021; Hutson and Fulcher 2023), among others.

As the use of VR becomes more widespread, its potential to reach a wider and more diverse audience becomes evident. This growing diversity of VR user profiles reinforces the importance of designing virtual environments that are accessible, inclusive, personalized and adaptable (Kalouaz and Rooney 2021; Lagos Rodriguez et al. 2022; Dudley et al. 2023) to individual needs and capabilities, especially for people with motor or cognitive limitations (Hoppe et al. 2020; Lagos Rodriguez et al. 2022). Emphasizing inclusive design principles in VR development is not only crucial to broaden the user base, but also to enhance their experience, making VR a more inclusive and equitable technology.

A notable advancement facilitating this accessibility and adaptation in VR is the introduction of direct hand-tracking technology in head-mounted display (HMD) devices. This innovation allows users to interact with the virtual world using their own hands, without the need for controllers or joysticks, making the interaction more intuitive, natural, and simple (Buckingham 2021). Such advancements in HMD devices illustrate the first form of adaptation within VR environments, catering specifically to users who previously could not engage with VR due to reduced mobility or diminished manipulation capabilities in their hands (Juan et al. 2022).

Despite significant advances, there are still important limitations in adapting these technologies for people with reduced manual dexterity. *Manual dexterity* is an umbrella term for a variety of hand skills and performances, including reaction time, hand preference, wrist flexion speed, finger touch speed, pointing accuracy, hand stability, and arm stability (McGrath 2015). This capacity is necessary for everyday tasks and can be severely impacted in certain populations. Numerous groups face challenges in manual dexterity due to specific conditions. For instance, the elderly often see their manual capabilities decline due to aging, affecting their grip strength and complicating daily activities (Martin et al. 2015). Stroke survivors and individuals with conditions like cerebral palsy or spinal cord injury (SCI) also experience significant manual impairments (Brown 2006; Lee et al. 2022; Golubović and Slavković 2014).

Specifically, in the field of rehabilitation, adapting VR environments to accommodate user motor limitations is particularly relevant. Essentially, upper limb motor recovery rehabilitation involves repeating exercises where patients typically manipulate one or several objects to perform actions involving movement (Martin and Silvestri 2013). For patients with upper limb injuries and reduced mobility, creating and adapting an accessible virtual environment requires specific adaptations related to the type and mechanisms of interaction. This means that the environment should not only be user-friendly and customisable, focusing on the rehabilitation exercises to be performed, but also capable of recognizing various types of interactions such as ray casting (Pietroszek 2018), object pushing (Kang et al. 2020), or grasping (Blaga et al. 2024), taking into account the specific conditions of the fingers and hands.

With regard to the latter, grasping mechanics in virtual environments present additional complexity because they need to accommodate a wide range of user needs and abilities. Specifically: (a) It must recognize different types of functional grasps and not be limited to those widely recognized and utilized by VR applications, such as the grip used for selecting objects which involves a full pinch (nearly touching the fingers together) (Meta 2024; Using Apple Vision Pro for Advanced Interaction 2023). It also requires adapting to the object's volume. (b) For patients unable to perform these grasps, such as those with significant impairments, an automatic grasping feature enables them to interact with objects by automating the grasp when their hand approaches the object. (c) Regardless of the type of grasp, it is necessary that all objects are positioned within the patient's peripersonal space (PPS), tailored to each individual's Range of Motion (ROM).

Failure to address these adaptation needs of VR rehabilitation environments can have negative consequences. If different types of grasps, including automatic grasps, are not recognised, or if they are not adapted to the volume of the object, patients may not be able to use virtual environments for rehabilitation as they cannot interact properly. On the other hand, this lack of grip adaptation can lead to

frustration when they are unable to complete tasks, which can have a negative impact on the overall rehabilitation process with poorly executed tasks or an increased risk of abandonment. Finally, if virtual elements are placed outside the patient's ROM, this may not only cause frustration and introduce biases in the use of VR environments, but may also lead to overexertion and unwanted compensatory movements, which may compromise the patient's safety and effectiveness.

In this article, we address the adaptation of virtual environments for upper limb rehabilitation, focusing on the three-dimensional arrangement of virtual elements that require direct manipulation by the patient. A global approach specially designed for patients with SCI is proposed. The proposal includes an automatic calibration process, focusing on the physical characteristics of the patient and considering the possible asymmetry in the motor capabilities of the right and left upper limbs. After obtaining the physical boundaries within the patient's PPS, these are contemplated in any other virtual scenario, where the output data from the calibration serves as input data for two algorithms: one to detect elements outside the calibrated area and another to relocate elements within the safe boundaries. In essence, the aim is to ensure that exercises performed in a seated and static position (such as a wheelchair), which require the direct manipulation of objects within the PPS, are accessible to the patient, adapted to their ROM and flexible according to the characteristics of the exercise.

The main hypothesis of this study is that dynamic adaptation of virtual objects within a personalized three-dimensional space, calibrated to each patient's specific ROM, can improve accessibility in upper limb rehabilitation. Specifically for SCI patients, the detection and repositioning of elements within the virtual environment is expected to optimize the effectiveness of rehabilitation exercises, potentially improving task performance and providing a safer environment.

To evaluate the positioning adaptation of virtual elements post-calibration, a tailored virtual environment was developed, featuring five blocks strategically placed within the virtual space. Participants are tasked to relocate these blocks from their starting positions to a designated central target through three different test environments: the first with elements out of reach to assess spatial awareness (no calibration - scenario not adapted), the second adjusted to the mobility range of an average healthy individual, and the third tailored to each patient's pre-calibrated personal space.

Using the calibration data, three ellipses are generated in the *XZ*, *XY* and *YZ* planes that form an elliptical volume for the right side, another one for the left side, and a zone that determines the central area of the patient. Both the elliptical volumes and the central area depend on the patient's degree of mobility and are obtained independently for each of the two lateralities. In addition, the environment created to test the suitability of the calibrated area and when applying the detection and automatic adjustment algorithms has been designed using interaction with an automatic grasping mechanism. This configuration ensures that the results obtained are free of biases associated with the manipulative ability of the participant, allowing for a more accurate and equitable assessment of the effectiveness of the adapted rehabilitation environment.

The evaluation of our proposal is conducted through both quantitative and qualitative methods. During experimentation, kinematic data is collected, which, along with other parameters, facilitates a quantitative assessment of exercise performance. This data is used to verify that the movements executed by the patient are within the limits established as safe and adapted to their motor capacity. Alongside this data, the number of blocks moved correctly and the time required to complete the tasks are recorded, comparing results between an environment initially adapted for a healthy patient and one personalized for the patient being evaluated. The qualitative evaluation is carried out using a questionnaire designed to be concise and not overburden the patient. The key questions focus on their perception of the complexity of the calibration process, the adequacy of the environment to their motor capabilities, and the correct placement of elements after the application of the automatic detection and adjustment algorithms.

The rest of the article is structured as follows. Related work is presented in Sect. 2, presenting work and studies related to the accessibility, inclusion and personalization of VR environments, as well as their use for upper limb rehabilitation. Section 3 deals with the background of the study presented, explaining why the need for adapting immersive environments according to the patient's ROM for upper limb rehabilitation arises, as well as the project behind it. Section 4 describes in detail the asymmetric calibration algorithms, as well as the automatic detection and adjustment algorithms in order to relocate virtual objects within the user's PPS, adapting them to their ROM. Section 5 is devoted to the test environment, including a description of the immersive virtual environment designed to perform the test, its configuration, the metrics used to evaluate the algorithms and the analysis of the quantitative and qualitative results obtained. Finally, Sect. 6 contains the conclusions of this research and the description of future work.

2 Related work

The placement of objects within the virtual environment is determined by taking into account the physical limitations of the player, including bodily characteristics and the boundaries of the physical space being tracked, which is essential to provide a safe and effective VR experience (Vlahovic et al. 2022).

The growing use of immersive VR in a variety of environments points to a landscape in which the adaptation of applications and interaction mechanisms is a major focus. As VR technologies become more accessible, more and more studies are exploring the creation of VR spaces adapted to people with different abilities.

A notable development in this area is the concept of *Inclusive Immersion* introduced by Dudley et al. (2023). This research emphasises making design decisions that maximise usability for the widest possible population, based on an understanding of the diversity of users. This approach emphasises the moral imperative to make technological advances accessible to all, the recognition of the proven value of VR and AR as assistive and rehabilitative technologies, the commercial benefits of reaching the widest possible user base, and the notion that good design often leads to better usability for all.

Building on the foundation of Inclusive Immersion, Othman et al. (2024) present a comprehensive framework aimed at ensuring that the metaverse is accessible to all, with particular emphasis on the need for environments that are tailored to the unique needs of each user. Mott et al. (2019) further contribute to the discourse on accessibility in VR, identifying critical areas that encompass content and interaction techniques to device and hardware accessibility. Additionally, another framework by Vlahovic et al. (2022) explores various aspects of VR gaming mechanics with a significant focus on the adaptability of the VR environment. One of the critical aspects is the placement of objects within the virtual space, which is carefully determined by considering the physical limitations and bodily characteristics of the player, as well as the boundaries of the physical space being tracked.

The importance of personalized VR environments is reflected in the work of Lagos Rodriguez et al. (2022), who demonstrates the value of VR in rehabilitation by allowing patients to interact with natural movements, such as their own hands, simulating everyday activities to train various physical and cognitive skills. Extending these principles, the INTERACT framework by Vlahovic et al. (2022) provides a methodological basis for the evaluation of the game mechanics of VR games. This framework includes a taxonomy of interaction mechanisms that captures the importance of symmetry, synchrony and orientation accuracy required in VR games. Mechanisms that must adapt to the constraints imposed by the user's bodily characteristics and the limits of the physical space being tracked. It also advocates the automation of the adjustment process within VR environments based on user-specific calibrations.

Continuing with the importance of a patient-centered approach and intuitive interaction, the results of the work by Postolache et al. (2021) suggest that interaction with the user's hands together with HMD could improve motivation. This approach be well accepted by motor rehabilitation patients and help to complete exercise therapy at home. Soomal et al. (2020) showcases the application of VR in enhancing rehabilitation for Multiple Sclerosis (MS) patients through engaging games, demonstrating VR's potential in providing adaptable and enjoyable home-based therapy.

In terms of studies related to the accessibility of interaction techniques in VR environments, Franz et al. (2023) show how accessibility, along with other factors such as workload and user experience, influences the selection of locomotion techniques by people with upper limb motor disabilities, showing the importance of offering customisable options that are adapted to individual preferences.

In the current literature on upper limb rehabilitation using VR, we found several approaches using immersive VR with controllers. Lim et al. (2020) used HTC VIVE VR RehabWare, demonstrating functional improvements, especially in grip strength and K-SCIM score. Phelan et al. (2021) showed significant improvements in functional abilities in children with motor disabilities. In this study it is mentioned that the weight of the controllers could cause discomfort. In addition to the need to adapt the VR scenarios to the patient's range of motion.

The pilot study by Tokgöz et al. (2023) on the integration of VR in rehabilitation was generally well received. However, important concerns were expressed about the safety of using immersive VR, especially in an unsupervised manner, such as the risk of falls and injuries due to the immersive nature of VR.

Without the use of controllers, Xiao et al. (2022) employed the Kinect sensor to detect compensatory movements, avoiding additional controllers and improving the accuracy of rehabilitative exercises.

Finally, Mc Kittrick et al. (2023) explored immersive rehabilitation using controller-free VR games. This study underlines the importance of fun and engagement in VR tasks. It also suggests the need for adjustable tolerance levels to suit the patient's abilities. In this study one of the participants indicated difficulty in releasing objects in the virtual environment which the problem of some patients not only in grasping virtual objects but also in releasing them.

In addition to studies on the adaptation of VR environments, it is also crucial to discuss the importance of ROM in contexts such as rehabilitation. The rehabilitation process starts with the accurate identification of limitations in ROM in order to formulate effective strategies aimed at its recovery. Recent advances in mechatronic systems based on inertial sensors present a promising method for the accurate assessment of ROM in clinical and home environments, enabling efficient three-dimensional measurements that facilitate detailed assessment and monitoring of motor recovery. In this context, the study presented by RajKumar et al. (2020) introduces a mechatronic approach for designing and developing a Wearable Inertial Sensor system for the triplanar assessment of the upper extremity's ROM, showcasing the potential for detailed monitoring and assessment in clinical and home settings.

Other studies, such as the one introduced by Wazir et al. (2022), investigate the measurement of ROM without the employment of wearable devices. Instead, Digital Voice Assist Devices are utilized to conduct ROM assessments through 2D pose estimation techniques to infer the 3D pose of limbs. This research underscores the criticality of an initial calibration stage that tailors the system to the physical dimensions and motion capabilities of the user, thereby enhancing the precision and effectiveness of ROM evaluations.

While there are a number of serious VR-based platforms and games for rehabilitation, recent studies still remarks significant areas for improvement. Our proposal focuses on the advantages of immersive virtual environments, taking advantage of the patient's hands to perform the exercises and adapting the interaction mechanisms to the patient's ROM, especially in the PPS. Our research focuses not only on improving accessibility and adaptation to the patient's motor skills, but also on maximising the benefits offered by these environments, always ensuring that the interaction takes place in a safe environment. This is achieved by taking into account the asymmetric mobility characteristics, calibration settings focused on common exercise characteristics (static and seated position), and capturing the necessary data from the calibrated area to be used in a highly configurable way depending on the exercise and the patient.

3 Background

After analysing related work on existing technology for upper limb rehabilitation based on VR, we identified a clear need to adapt and make VR environments accessible to the specific needs of each patient. In response to these needs, *Rehab-Immersive* (Herrera et al. 2023) was created, a project in collaboration with the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT) in which the present work is framed. Rehab-Immersive is a platform specifically designed to complement traditional therapy for people with SCI during rehabilitation. The platform integrates a series of serious games specifically designed and adapted for people with SCI and centered on their needs (see Fig. 1).

Specifically, the platform presents a multilayer architecture. From top to bottom, the upper layer hosts a series of serious games aimed at upper limb rehabilitation (see Fig. 2). Common functionalities across these games are encapsulated in a core responsible for body tracking functionalities and hand-based interaction mechanisms. Additionally, the platform includes AI modules that adapt the environment to each patient's specific conditions. The platform also has the capability to record spatiotemporal data generated by each patient during exercise sessions. In the lower layers, patients can use the serious games via a VR headset, while healthcare professionals can access and objectively analyze session data to assess patient progress. This team of professionals, composed of biomechanical engineers and occupational therapists from HNPT, also plays a significant role in the design of the overall architecture and the experimentation. They are responsible for designing the mechanics of the serious games, providing their perspective in functional validation, and ensuring that the system guarantees patient safety at all times.

One of the major difficulties in the design of these serious games is that they must be adapted to the particular needs of each patient. In cervical SCI, upper limb functionality and mobility vary significantly depending on the injury level. C4 injuries result in minimal muscle functionality, while lower levels such as C5 and C6 allow some shoulder mobility and elbow flexion, and wrist extension facilitates tenodesis grip. At C7 and C8 levels, patients experience improved shoulder and arm control, enabling more complex movements and precise object manipulation thanks to the ability to flex and extend the fingers (Mateo et al. 2015).

For these reasons, the platform integrates a set of serious games designed with a patient-centered approach. All games share a common core that unifies and facilitates the creation of new developments. Within the core, they incorporate various interaction mechanisms such as grasping, pushing and throwing beams, adapted to exercise requirements and individual patient characteristics.

In addressing accessibility and adaptation of VR environments from various angles, the platform emphasises the understanding of different types of grasping. This includes the development of an automatic grasping mechanism for patients who lack functional grasping ability, as well as the adaptation of the degree of grasping depending on the volume of the virtual object. As introduced at the beginning of the article, it is crucial that patients with SCI have

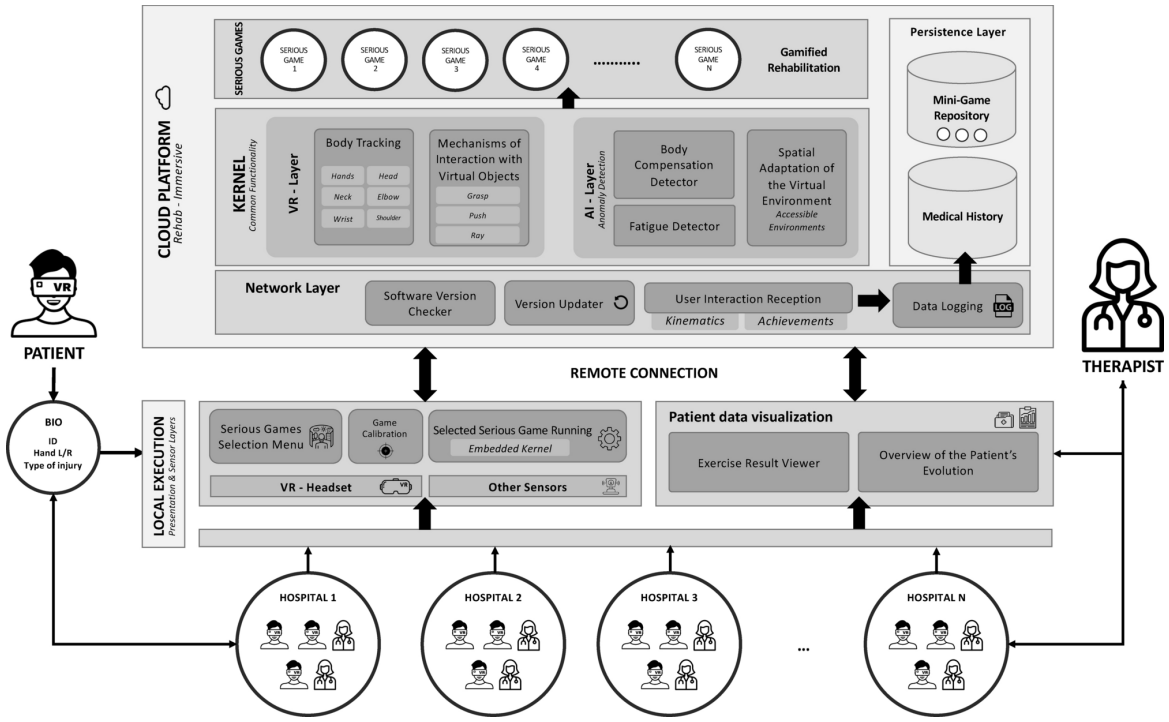


Fig. 1 Global overview of the rehab-immersive platform architecture

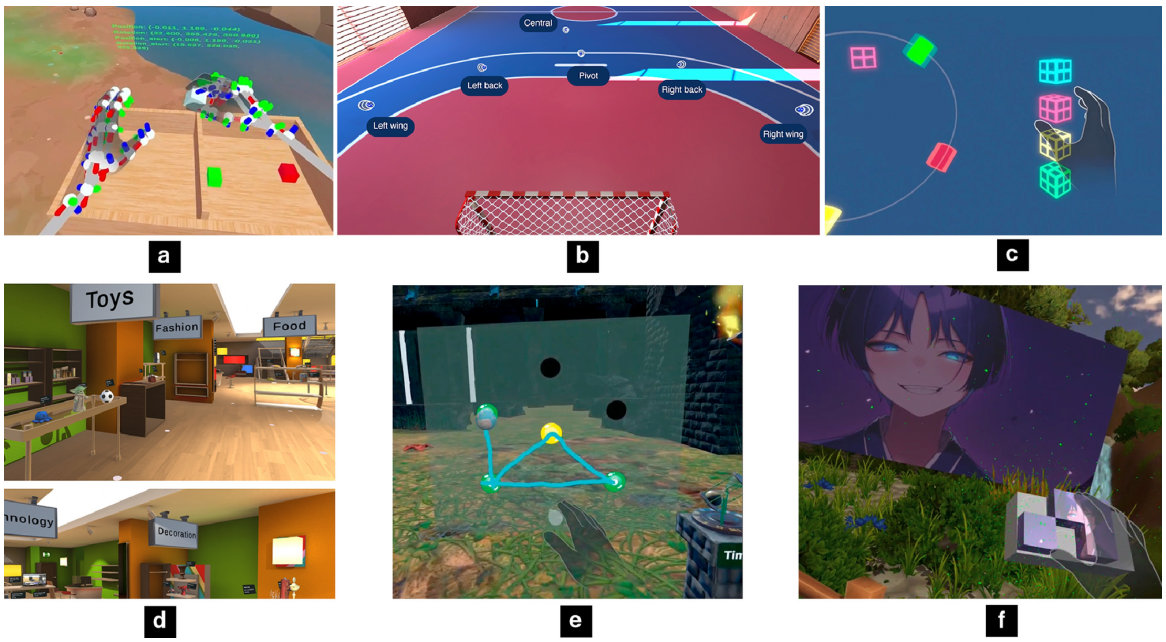


Fig. 2 Screenshots of several mini-games developed and integrated into the platform: **(a)** a virtual adaptation of the standard Box and Block Test; **(b)** arm and hand training as a virtual handball goalkeeper; **(c)** memory exercises involving color sequences and placing pieces in the correct positions; **(d)** interactive tasks within a virtual shopping environment; **(e)** hand-drawing of specific paths, and **(f)** solving 3D puzzles

adaptations specifically related to grasping mechanisms in interaction.

However, during experimentation with serious games for upper limb rehabilitation on the platform, a critical challenge emerged: ensuring the correct placement of virtual objects within PPS. This is the space that surrounds us and is within our reach (Petrizzo et al. 2023). That is, the space where the user can interact directly with objects without using external devices such as joysticks or any other kind of controller (Vlahovic et al. 2022).

To address this, some games introduced a manual positioning system for these elements or their containers. For example, in the VR adaptation of the Box and Block Test (Mathiowetz et al. 1985), patients could pre-place the box containing the cubes. However, this method presented limitations, as some patients found it difficult to effectively manipulate and place the box, sometimes requiring therapeutic intervention.

An alternative solution involved adjusting the distance of virtual objects using buttons to move them closer or further away. Although this approach mitigated some issues, it faced significant limitations: the inability to make a global adjustment that did not account for individual differences in mobility in both limbs and did not adapt the exercise intensity to the patient's specific capabilities. That is, this method did not differentiate between the mobility of the patient's right and left upper limb, nor did it allow for fine adjustments that considered the need to bring closer or move away specific elements to challenge the patient's ability for extension, flexion, and precision.

These limitations underscore the complexity of developing a fully adaptable and patient-specific VR rehabilitation environment, emphasising the need for more dynamic solutions to personalize the rehabilitation experience.

To address these challenges, it is planned to approach the problem dynamically. On one hand, by independently calibrating the workspace for the right and left lateralities of each patient, and on the other hand, by defining an algorithm for the readjustment of virtual elements based on the calibrated area and a set of parameters that allow for adaptation to the patient's capabilities, the type, and intensity of the exercise.

The final objective is to integrate these solutions into the REHAB platform, enabling their utilisation in the serious games included in the platform itself. This approach allows for the automatic adjustment of the elements with which the user must interact in their rehabilitation process, situated within the patient's ROM. This is achieved while maintaining, as far as possible, the spatial relationship between objects, including their position relative to one another and proportional distance.

4 Self-adapting immersive environments

Our proposal for the self-adaptation of immersive environments is primarily based on an asymmetric calibration process and an algorithm for detecting objects that are out of the patients' mobility range, as well as the automatic readjustment of these interactive objects in the 3D space according to the information obtained after the calibration (see Fig. 3). In particular, this contribution is located within the "Spatial Adaptation of the Virtual Environment" module of the artificial intelligence layer, as depicted in Fig. 1. The following subsections present the formalization of these processes.

4.1 Asymmetric calibration method

To identify PPS in a virtual environment, where the patient can perform exercises according to his or her limitations, it is necessary to obtain their ROM. There are different alternatives to acquire this data, such as the use of goniometers or wearable sensors (Cluster of Health and Social Sciences 2021). In our case, we propose the use of a VR-immersive HMD with hand tracking for two main reasons. First, it avoids the use of additional instrumentation on the arms and hands, which requires more time and hinders usability. Second, since it is used in immersive environments, it is natural for the calibration to be performed through the measurements obtained with the VR device itself.

However, the use of this type of device also entails a set of limitations. It is not possible to evaluate the angle of each of the joints of the upper limb, since the most precise information provided is the direct tracking of the hands. For this reason, the calculation of the ROM is also limited to the data from each hand through a set of studied movements to obtain the adequate area to reach the farthest objects in the three planes. To this end, the movement of the shoulder has been studied, guided by I. A. Kapandji's principles on

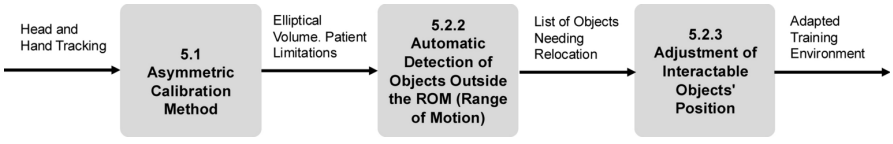


Fig. 3 General outline and simplification of input and output flows, along with the methods responsible for creating a virtual space adapted to the patient's needs

shoulder kinematics across the sagittal, frontal, and horizontal planes (Kapandji 2019).

Furthermore, to obtain an optimal calibration, it is necessary to take into account the asymmetry of the process in two senses. The ROM of the right upper limb does not necessarily coincide with the left one, and it also does not usually coincide in the horizontal and vertical planes. The multi-plane analysis can accurately capture the asymmetry in shoulder movements, which is especially noticeable in patients with SCI. This decision is supported by studies on the limitations of shoulder mobility observed in this kind of patients, who often have reduced shoulder mobility in several aspects. Specifically, in the study by Finley et al. (2020), patients had bilaterally reduced mobility in shoulder elevation, external rotation, and horizontal adduction. Therefore, separate measurements should be taken for the right and left side, also taking into account the flexion, abduction, adduction and external and internal rotation.

The following method is intended to provide a solution to the need to create a safe workspace within which the patient can comfortably perform exercises and activities without the risk of overexertion or compensatory movements that could lead to further injury or discomfort.

4.1.1 Input data for calibration method

The proposed calibration method receives as input the position and rotation of the left and right hands during a series of predefined movements, which will be described in detail in the following section. The hands and head tracking are formally defined as follows:

- $\mathrm{P}_{HMD}(t) = [P_{HMD}.x(t), P_{HMD}.y(t), P_{HMD}.z(t)]$: the position of the HMD helmet on the *x*, *y*, and *z* axes at time *t*.
- $\mathrm{R}_{HMD}(t) = [R_{HMD}.x(t), R_{HMD}.y(t), R_{HMD}.z(t)]$: the Euler angles representing the orientation of the HMD helmet around the *x*, *y*, and *z* axes at time *t*.
- For each hand, $\mathbf{P^s(t)}$ is defined, where s can be either R for the right side or L for the left side. $\mathbf{P^s(t)}$ represents the set of points obtained during the calibration, relative to the center of the palm of the hand. Each point consists of the position (*x*, *y*, *z*).The complete tracking *S*(*t*) over a time $t \in [t_0, t_f]$ is described by the set of positions P_{HMD} and rotations R_{HMD} of the HMD headset and both hands (*R* and *L*) over time P^s such that $P^s = P^R \cup P^L$:

$$\mathrm{S}(t) = \{\mathrm{P}_{HMD}(t), \mathrm{R}_{HMD}(t), \mathbf{P^s(t)}, \mid t \in [t_0, t_f]\}$$

4.1.2 Calibration method

In the processing phase, the data obtained through hand and head tracking $\mathrm{S}(t)$ are used to define a safe and personalized working area. This process responds to the needs of asymmetry between the right and left sides and differentiation between spatial planes, as discussed in the Sect. 4.1.1. To simplify the process, since what is desired is to know the maximum degree of reach without performing overexertion or compensatory movements in a virtual environment, it is not necessary to measure the angle of each joint, but rather the final position of the hand through a set of movements that cover the entire safe workspace. In this case, the ROM measurement does not include the measurement of the ROM of the set of joints individually for two reasons. The first is due to the limitations given by the HMD device and the direct tracking that allows accurate data to be obtained for the hands, unlike the arm and forearm which is done by inverse kinematics. The second reason is that the measurement of the ROM of each joint is not necessary to calibrate the safe working zone.

The asymmetric calibration process is performed by capturing sets of points related to hand position and corresponding to specific shoulder movements in the horizontal, frontal, and sagittal planes, involving movements of flexion, extension, abduction, and adduction (both horizontally and vertically). Given the biomechanics of the shoulder, the points obtained for the right and left sides aim to define an elliptical volume for each side, formed by three ellipses that cover the 3D space. An elliptical volume is used instead of a circular one because, during vertical abduction, the movement continues towards the opposite side being exercised, creating a kind of arch that accurately defines the PPS according to laterality. The elliptical volumes are generated with the elbow and wrist extended as much as possible, and are formed by three ellipses that cover the 3D space reached by the right and left upper limbs.

Initially, the patient performs a movement from an abduction position of approximately 90° in the frontal plane, extending the arm and performing a full horizontal flexion (see Fig. 4a and b). The points collected during this exercise form the set E_H^s for both the right and left sides (E_H^R and E_H^L), obtained from $P^R(t)$ and $P^L(t)$, respectively.

Subsequently, from the same starting position, the patient raises the arm to 180° of adduction (see Fig. 4c) above the head and continues the movement to the opposite side, spanning the frontal plane (see Fig. 4d). Afterwards, the shoulder moves back to the 180-degree position above the head (see Fig. 4e), and from there, the arm is brought forward and down (shoulder flexion in the sagittal plane) to the level of the hips (see Fig. 4f). This forms a kind of arch that covers

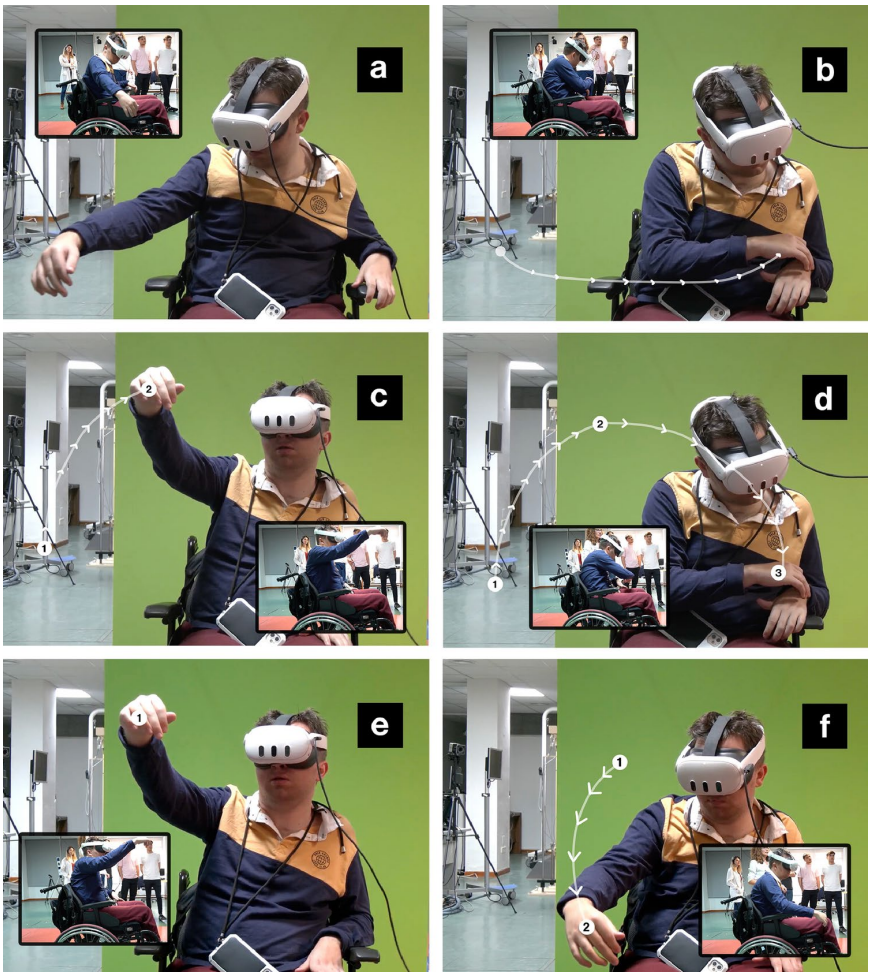


Fig. 4 Phases for the calculation of the ellipsoidal volume corresponding to the right laterality: **(a)** starting position in the horizontal and frontal plane; **(b)** final position in the horizontal plane; **(c)** intermediate position in the frontal plane; **(d)** final position in the frontal plane; **(e)** initial position in the sagittal plane; **(f)** final position in the sagittal plane

the patient, capturing the points that define the ellipses in the frontal and sagittal planes (E^s_{FS}), also obtained from $P^s(t)$.

The order of the exercises was chosen to ensure that the horizontal movement is assessed without the influence of potential fatigue from more demanding movements. The first exercise, as shown in panels (a) and (b), was selected because it does not involve shoulder abduction or significant shoulder rotation, focusing solely on horizontal displacement. In contrast, the subsequent exercises, illustrated in panels (c) through (f), require both shoulder abduction and upward rotation, which are more strenuous and can lead to greater muscle fatigue. By positioning the horizontal movement first, we ensure that this measurement is unaffected by the increased physical demands of the later exercises, allowing for a more accurate definition of the horizontal range of motion and providing precise information on reach capacity.

Once the set of points is obtained, the calibration process transforms them into the necessary data to recreate the elliptical volume (EV^s), where s can be either R for the right side or L for the left side). This includes the centers and radii of the three ellipses. The sets of points $E^s_H \leftarrow P^s(t)$ for the horizontal ellipse, and $E^s_{FS} \leftarrow P^s(t))$ that combines the frontal and sagittal ellipses are processed to derive the elliptical parameters: centers (EC^s_H, EC^s_{FS}) and radii (ER^s_H, ER^s_{FS}) that best fit the patient's shoulder movements (see Algorithm 1).

function CALCULATEELLIPTICALPARAMETERS($P^s_{HMD}, E^s_H, E^s_{FS}$)
$EC^s_H \leftarrow \left(\frac{\max(E^s_H.x)+\min(E^s_H.x)}{2}, \frac{\max(E^s_H.y)+\min(E^s_H.y)}{2}, P_{HMD}.z\right)$
$ER^s_H.x \leftarrow \max(|E^s_H.x - EC^s_H.x|)$
$ER^s_H.z \leftarrow \max(|E^s_H.z - EC^s_H.z|)$
$EC^s_{FS} \leftarrow \left(\frac{\max(E^s_{FS}.x)+\min(E^s_{FS}.x)}{2}, \frac{\max(E^s_{FS}.y)+\min(E^s_{FS}.y)}{2}, P_{HMD}.z\right)$
$ER^s_{FS}.x \leftarrow \max(|E^s_{FS}.x - EC^s_{FS}.x|)$
$ER^s_{FS}.y \leftarrow \max(|E^s_{FS}.y - EC^s_{FS}.y|)$
$ER^s_{FS}.z \leftarrow \max(|E^s_{FS}.z - EC^s_{FS}.z|)$
return $(EC^s_H, ER^s_H, EC^s_{FS}, ER^s_{FS})$
end function

Algorithm 1 Calculation of elliptical parameters from point lists

Additionally, a base position is captured to determine the height of the knees and the width of the hips at a height defined by 90-degree flexion of the elbows. This posture is commonly used in many rehabilitation exercises. The center of the right palm and the center of the left palm (Palm Centered Position P^S_{PC}, where s can be either R for the right side or L for the left side)), are captured while the patient places their upper limbs in this manner. With these two points, it is possible to determine the position in the most centered position to the patient (X), at a depth (Z) close to the patient, and at a height (Y) where the objects should be placed to avoid leg interference and unnecessary trunk movement.

4.1.3 Output data for calibration method

The asymmetric calibration generates needed data for the accurate replication of the workspace tailored to each patient. This data includes the position and rotation of the HMD at the start of calibration (P_{HMD}, R_{HMD}), the coordinates of the right (P^R_{PC}) and left (P^L_{PC}) palms when the elbows are bent at 90° centered to the patient (palm center position P^s_{PC}). Furthermore, the parameters of the ellipses defined for the three principal planes are included: the horizontal plane (E^s_H) is described by the center (EC^s_H) and the radii (ER^s_H); the frontal and sagittal planes (E^s_{FS}) are characterized by the center (EC^s_{FS}) and the radii (ER^s_{FS}), where s indicates R for right and L for left.

4.2 Automatic detection and adjustment of interactive objects

The aim of these methods is to adapt the immersive environment to the patient's ROM. In this way, the virtual elements that the user manipulates directly will always be within his or her PPS, either in their entirety or in a specific area of the PPS (see Fig. 5). This safe working area is obtained through the previous calibration process, which is part of the data input.

As with the calibration method, the asymmetry of right and left movements must be taken into account in the environmental adaptation methods. Not only because the ROM of one side or the other may be different within the same



Fig. 5 Elliptical volume defined for right laterality and relocation of elements in the virtual space according to this volume

patient, but also because the area in which the exercises are performed must be configurable. It is important to bear in mind that rehabilitation exercises may be mono-manual or bimanual (Anderson et al. 2019), may require lateral movements of the trunk or, conversely, may be performed with the trunk in a static position. Furthermore, the intensity of the exercise must be adjustable in terms of the position of the elements. This last aspect refers to the position of the elements within the patient's ROM at different distances in order to modify the intensity of the exercise.

4.2.1 Input data

The methods for detecting and readjusting virtual elements in an immersive environment share the same input data. This data is categorized into three types: i) the output data obtained from the calibration process, ii) the configuration parameters tailored to the type of exercise being performed, and iii) the set of virtual objects to be analyzed and possibly relocated.

First, the input parameters are obtained from the calibration output (see Sect. 4.1.3). Second, the parameters related to exercise configuration are necessary for replicating the working area. The processes adopt a set of configurable input parameters to adapt to the intensity and type of exercise. Among these parameters is the zone within the calibrated area where the exercise will be performed: central zone, right lateral zone, left lateral zone, and global zone (see Fig. 6). The central zone (Z_C) is the area corresponding to the frontal part of the patient that spans the width of their body. This zone can be applied to both monomanual and bimanual exercises. On the other hand, the right lateral zone (Z_R) is for exercises with the right upper limb, and the left lateral zone (Z_L) is for monomanual exercises with the left hand. Lastly, the global zone includes all three areas (Z_G), used for bimanual exercises, as it encompasses the central zone as well as the lateral zones reachable by the upper limbs (left or right). In addition to the designated areas, a patient-centered point, called the *central point of coincidence* (P_{CPC}), is considered for the location of the virtual targets. This is a position widely used in various rehabilitation exercises to place the elements directly in front of the patient and centered on the patient, at a height above the knees.

Among the parameters related to exercise configuration, there are settings intended to adapt the intensity and type of exercise to be performed. These include a threshold and a height restriction. The threshold refers to the calibrated lateral areas for the right and left sides (Z_R and Z_L). The area threshold, expressed as a percentage (T_Z), adjusts the extent of the lateral zones in relation to the calibrated area. It can be set at 100% to use the entire calibrated area, reduced to less than 100% for a smaller work area, or expanded to more than 100% for a larger area. With this threshold, it is possible to modify the exercise intensity since an area close to 100% requires more effort from the patient compared to a reduced area (less than 100%).

Additionally, an input parameter is defined regarding the height restriction. The height restriction parameter ($H_{\text{Restriction}}$) determines if there is a minimum height constraint (H_{Limit}) for placing objects within the virtual environment. Thanks to this parameter, it is possible to adapt the exercise according to whether lateral trunk displacement is required. If the height restriction is not active ($H_{\text{Restriction}} = \text{false}$), the height constraint is removed, allowing objects to be placed below the height corresponding to the height of the legs, thus permitting lateral trunk movements. Conversely, if the height restriction is active ($H_{\text{Restriction}} = \text{true}$), the minimum height constraint is enforced for object placement.

This height restriction is a configurable parameter, with the exception of cases where the x-coordinate of the geometric center of the virtual object ($P_{\text{VO}}.x$) is within the interval defined between the x-position of the center of

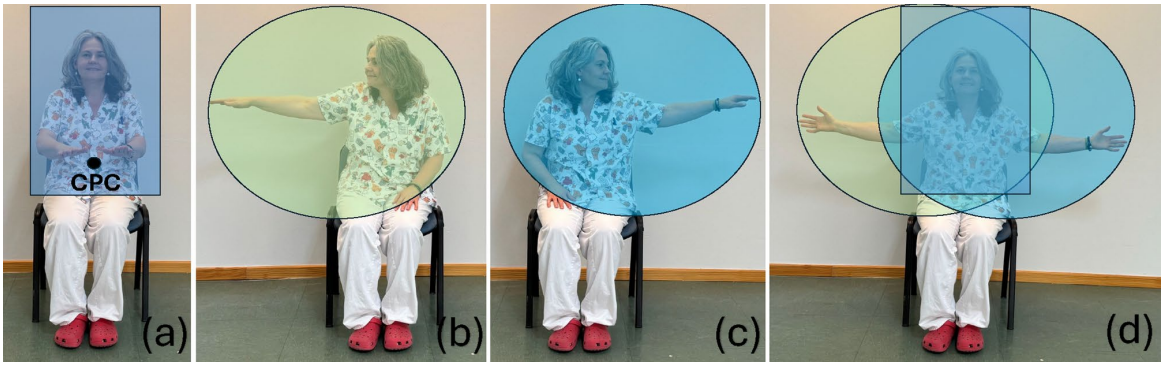


Fig. 6 Configurations of the workspace for automatic detection and adjustment algorithms. From right to left: **(a)** central zone (Z_C) and central point of coincidence (P_{CPC}); **(b)** right lateral zone (Z_R); **(c)** left lateral zone (Z_L) and **(d)** global zone (Z_G)

the right palm and left palm ($P^R_{\text{PC}}.x$ and $P^L_{\text{PC}}.x$). This is because within this x-interval, the patient's legs are located, as the exercises are performed in a seated position. Therefore, no virtual object can be placed below this height.

Third, the input parameters include a list of virtual objects (VO), denoted as $\mathcal{L}_{\text{VO}}$. Each of these objects includes details about the 3D position, namely its geometric center, the volume of the object, marker to determine if relocation is necessary, the new position if it is necessary, and whether the relocation was successful. The latter is because the relocation process tries to move the object if necessary and if possible, i.e. if the object does not fully or partially collide with another object already positioned and if it is within the configured area. Since virtual objects can have different shapes, a dodecahedron is used to enclose the virtual object in order to unify calculations. The components of each VO are specified as follows:

$$\mathcal{L}_{\text{VO}} = \{(P_{\text{VO}}, V_{\text{VO}}, S_{\text{VO}}, NP_{\text{VO}}, R_{\text{VO}}) \mid P_{\text{VO}} \in \mathbb{R}^3, V_{\text{VO}} \in \mathbb{R}^3, S_{\text{VO}} \in \{0,1\}, NP_{\text{VO}} \in \mathbb{R}^3, R_{\text{VO}} \in \{0,1\}\}$$

where P_{VO} is the central geometric position, V_{VO} is the volume defined as (L_x, L_y, L_z) representing the dimensions of the dodecahedron along the x, y, and z axes, S_{VO} is the status flag (1 if correctly positioned, 0 otherwise), NP_{VO} is the new calculated geometric position if the object needs to be relocated, and R_{VO} is the relocation status flag (1 if successfully relocated, 0 otherwise).

4.2.2 Automatic detection of interactable objects outside the PPS

Before the automatic detection and adjustment algorithms begin, the calibrated area is corrected based on the current HMD position ($P_{\text{CurrentHMD}}$) and the applied threshold for area (T_Z). This pre-adjustment ensures that the calibration data is adapted to any changes in the user's position or system configuration.

This presetting ensures that the calibration data adapts to any changes in the user's position or in the system configuration. To do so, it is necessary to modify the data concerning the ellipsoidal volumes (EV^s), defined as the volume formed by the ellipses (E^s_H, E^s_F, and E^s_S), and the palm center positions for the right and left sides (P^s_{PC}) based on the difference between the P_{HMD} obtained during calibration and the current $P_{\text{CurrentHMD}}$. After this, the radii and centers of the ellipsoidal volumes are modified according to the threshold (T_Z), whether it is greater or less than 100%. As can be seen, this threshold does not affect the palm center positions since these points are calculated from a very specific position (described in Sect. 4.1.2) that should not be varied, as they indicate the minimum height at which objects should be placed (otherwise they would interfere with the legs), the x-range occupied by the patient's body (height of the hips), and the optimal depth with elbows flexed at 90°. After this pre-adjustment, the input data are modified accordingly to the output data of the calibration (including the radii ER_H, ER_F, ER_S and centers EC_H, EC_F, EC_S, as well as the palm center positions P^R_{PC} and P^L_{PC}).

After the initial pre-adjustment, the detection process begins by checking the height restriction ($H_{\text{Restriction}}$). It is important to note that this restriction is configurable, except when the x-coordinate of the object falls within the range defined by the interval $[P^R_{\text{PC}}.x, P^L_{\text{PC}}.x]$ (i.e., $P_{\text{VO}}.x \in [P^R_{\text{PC}}.x, P^L_{\text{PC}}.x]$). In this case, as explained in 4.2.1, regardless of the input configuration, the height restriction will be maintained. If the height restriction is active, it is verified that the object's y-coordinate does not exceed the height limit. To determine this, it is first necessary to calculate P_{CPC}, which is the average of P^R_{PC} and P^L_{PC} ($P_{\text{CPC}} = \text{average}(P^R_{\text{PC}}, P^L_{\text{PC}})$) (see CheckHeightRestriction function in Algorithm 2). Consequently, the height limit is defined as $H_{\text{Limit}} = (P_{\text{CPC}}.y)$.

After verifying the height (y) of the virtual object (P_{VO}), the process continues by detecting whether the object is outside the zone established in the configuration (Z_R, Z_L, Z_G) or if it corresponds with the central point of coincidence (P_{CPC}). For the case of the right (Z_R) or left (Z_L) zone, it is checked that the geometric center is within the ellipsoidal volume of the right or left side, as appropriate (see Algorithm 2). The division of elliptical volumes (EV^s) simplifies calculations. Thanks to the biomechanics of the shoulder, at 90° of flexion in the sagittal plane, the humeral head is in an optimal position. This allows a greater range in depth (Z-plane) because there is sufficient space between the humeral head and the glenoid cavity (Chang et al. 2024). If the object is in the horizontal plane and below the height corresponding to the center of the frontal and sagittal ellipses ($P_{\text{VO}}.y \leq EC_{FS}.y$) and above the point considered as central, the object is within the area if it lies within the horizontal ellipse ($P_{\text{VO}}.y < H_{\text{Limit}}$). Otherwise, it should be checked within the ellipses defined in the sagittal and frontal planes (E_F and EC_S). For the global zone (Z_G), it is checked that the center of the ellipsoidal volume is either within the volume defined for the right (Z_R) or left (Z_L) lateral zone ($Z_G = Z_R \cup Z_L$).

In the case of the central zone (Z_C), it evaluates whether the object is within the x and y range defined by the positions of the palms of the hands ($P_{\text{VO}}.x \leq (P^R_{\text{PC}}.x)$ and $P_{\text{VO}}.x \geq (P^L_{\text{PC}}.x)$), and additionally, whether it is contained within any of the ellipses of the side zones. Given the characteristics of the central zone, where the patient's legs are located, it also determines

whether the y position of NP_{VO} is greater than or equal to H_{Limit} ($NP_{\mathrm{VO}}.y \geq H_{\mathrm{Limit}}$).

Finally, for the central point of coincidence (P_{CPC}), it is identified whether the object occupies exactly the point calculated from the arithmetic mean of the palm positions, ensuring a centered positioning relative to the user ($P_{\mathrm{CPC}} = \mathrm{mean}((P^R_{\mathrm{PC}}, P^L_{\mathrm{PC}})$. For the side zones ($Z_L$ and Z_R), the algorithm determines whether the object's position is contained within the corresponding ellipses (E_H, E_F, E_S). For the global zone (Z_G), which includes both side zones, it verifies that the object is inside at least one of the side ellipses.

After the detection process is completed, each of the virtual objects (P_{VO}) in the list of objects ($\mathcal{L}_{\mathrm{VO}}$) detected outside the defined area is marked for subsequent relocation (S_{VO}).

object is successfully relocated, the relocation flag (R_{VO}) is set to 1.

In this algorithm, the collision area of an object with another, understood as an orthohedron that contains the virtual object (V_{VO}), is also taken into account. Therefore, it is possible that an element cannot be relocated even if a position within the specified working area is found, if it collides with any of the objects that do not require relocation or that have already been relocated so far.

The readjustement process starts by processing the list of virtual objects $\mathcal{L}_{\mathrm{VO}}$ to identify those that need relocation. Each object marked as $S_{\mathrm{VO}} = 0$ is processed by the dynamic realignment algorithm to assign it a new position considering the calibration data and the set configuration. For each object requiring relocation, its original position

function DetectAndMarkObjectsOutsideZones($\mathcal{L}_{\mathrm{VO}}, Z_{\mathrm{area}}, H_{\mathrm{Limit}}, H_{\mathrm{Restriction}}$)
  for each $(P_{\mathrm{VO}}, V_{\mathrm{VO}}, S_{\mathrm{VO}}) \in \mathcal{L}_{\mathrm{VO}}$ **do**
    $S_{\mathrm{VO}} \leftarrow$ CheckHeightRestriction($P_{\mathrm{VO}}, H_{\mathrm{Limit}}, H_{\mathrm{Restriction}}, P^R_{\mathrm{PC}}, P^L_{\mathrm{PC}}$)
    if $S_{\mathrm{VO}} \neq 0$ **then**
      $S_{\mathrm{VO}} \leftarrow$
      if $Z_{\mathrm{area}} == Z_C$ **then**
        $P_{\mathrm{VO}}.x \geq P^R_{\mathrm{PC}}.x$ and $P_{\mathrm{VO}}.x \leq P^L_{\mathrm{PC}}.x$ and (IsWithinEllipse(P_{VO}, Z_R)
        or IsWithinEllipse(P_{VO}, Z_L))
      else if $Z_{\mathrm{area}} == Z_G$ **then**
        (IsWithinEllipse(P_{VO}, Z_R) or IsWithinEllipse(P_{VO}, Z_L))
      else if $Z_{\mathrm{area}} == Z_PCC$ **then**
        ($P_{\mathrm{VO}} == P_{CPC}$)
      else
        IsWithinEllipse($P_{\mathrm{VO}}, Z_{\mathrm{area}}$)
      end if
    end if
  end for
end function
function CheckHeightRestriction($P_{\mathrm{VO}}, H_{\mathrm{Limit}}, H_{\mathrm{Restriction}}, P^R_{\mathrm{PC}}, P^L_{\mathrm{PC}}$)
  heightRestriction $\leftarrow H_{\mathrm{Restriction}}$ or ($P_{\mathrm{VO}}.x \geq P^R_{\mathrm{PC}}.x$ and $P_{\mathrm{VO}}.x \leq P^L_{\mathrm{PC}}.x$)
  if *heightRestriction* and $P_{\mathrm{VO}}.y \leq H_{\mathrm{Limit}}$ **then**
    return 0
  else
    return 1
  end if
end function

Algorithm 2 Detect and mark objects for relocation

4.2.3 Automatic object adjustment and creation of an adapted and accessible environment

Upon completing the detection phase, the automatic adjustment algorithm initiates the process of assigning new positions to objects identified as inaccurately positioned. Using recalculated coordinates and applied thresholds, this algorithm determines the new position NP_{VO} within the designated working area for each object. Taking into account height restrictions and exercise zone specifications. If the P_{VO} is assigned to the new position variable (NP_{VO}). The algorithm then works with NP_{VO}.

The first adjustment concerns the height constraint. In a similar way to the detection process (CheckHeightRestriction function in Algorithm 2), if it is detected that the object is outside the y-coordinate constraints, then it is adjusted to the height limit ($NP_{\mathrm{VO}}.y = H_{\mathrm{Limit}}$).

Once the y-coordinate is adjusted, the algorithm checks if the object needs further relocation by verifying if it is within the selected area. If this modification satisfies the inclusion

of the object in the selected area and it does not collide with any other element, the next object is processed. Otherwise, the algorithm proceeds to relocate it according to the working area. This provides a potential position for the geometric center of the virtual element within the defined area. However, it may happen that the volume of the object collides, wholly or partially, with another virtual object that does not require relocation or with any of the objects relocated so far. To increase the flexibility of the algorithm, it analyses if there is a collision. In such a case, it progressively decreases the threshold of the calibrated area to search for a new point that satisfies the conditions. This process continues until a position is found that meets the area and collision restrictions or until any of the orthohedron's faces have an x-coordinate less than the z-position of the current HMD ($P_{\text{CurrentHMD}}$), which indicates the current z-position of the patient (see Algorithm 3).

For the calculation of the new position after verifying the y-position and the virtual object ($NP_{\text{VO}}.y$), the configured area (Z_R, Z_L, Z_C, Z_G) is taken into account, or if relocation to the central point of coincidence (P_{CPC}) is required. The algorithm *CalculateNewPositionByArea* is described as follows:

- *Right area* (Z_R): the algorithm searches for a point within the right elliptical volume (EV^R)). Refer to the function AdjustToEllipse in Algorithm 4.
- *Left area* (Z_L): for the left area, the algorithm similarly searches for a point within the left elliptical volume (EV^L)). Refer to the function AdjustToEllipse in Algorithm 4.
- *Global area* (Z_G): the algorithm checks if NP_{VO} is within the elliptical zones of either Z_R or Z_L. If not, it calculates the projected point in the right (EV^R)) and

Input: List of virtual objects $\mathcal{L}_{\text{VO}}$)
Output: Updated positions and relocation flags for virtual objects
for each $(P_{\text{VO}}, V_{\text{VO}}, S_{\text{VO}}, R_{\text{VO}}) \in \mathcal{L}_{\text{VO}}$ **do**
    $NP_{\text{VO}} \leftarrow$ CalculateNewPositionByArea(P_{VO})
    $T_Z \leftarrow 100\%$
    $R_{\text{VO}} \leftarrow$ false
    while $T_Z \geq 10\%$ **do**
        collision $\leftarrow$ CheckForCollisions($NP_{\text{VO}}, \mathcal{L}_{\text{VO}}$)
        if no collision **then**
            $R_{\text{VO}} \leftarrow$ true
            break
        else
            $T_Z \leftarrow T_Z - 5\%$
        end if
    end while
end for

Algorithm 3 CheckCollision

function AdjustToEllipse($(NP_{\text{VO}}, Z_{\text{area}})$
    $(EC_H, ER_H, EC_{FS}, ER_{FS}) \leftarrow$ GetEllipseParameters(Z_{area})
    if $(NP_{\text{VO}}.y > EC_{FS}.y$ **then**
        if not IsWithinEllipse($(NP_{\text{VO}}, Z_{\text{area}})$ **then**
            $(NP_{\text{VO}} \leftarrow$ FindPointOnEllipse($(NP_{\text{VO}}, EC_{FS}, ER_F,$ 'F', $ER_S,$ 'S')
        end if
    else
        if not IsWithinEllipse($(NP_{\text{VO}}, Z_{\text{area}})$ **then**
            $(NP_{\text{VO}} \leftarrow$ FindPointOnEllipse($(NP_{\text{VO}}, EC_H, ER_H,$ 'H', $ER_S,$ 'S')
        end if
    end if
    return NP_{VO}
end function
function FindPointOnEllipse($P, C, R_1,$ axis1, $R_2,$ axis2)
    $angle \leftarrow \arctan\left(\frac{P[\text{axis2}]-C[\text{axis2}]}{P[\text{axis1}]-C[\text{axis1}]}\right)$
    return $(C[\text{axis1}] + R_1\cos(angle), C[\text{axis2}] + R_2\sin(angle))$
end function

Algorithm 4 Calculate new position for virtual object

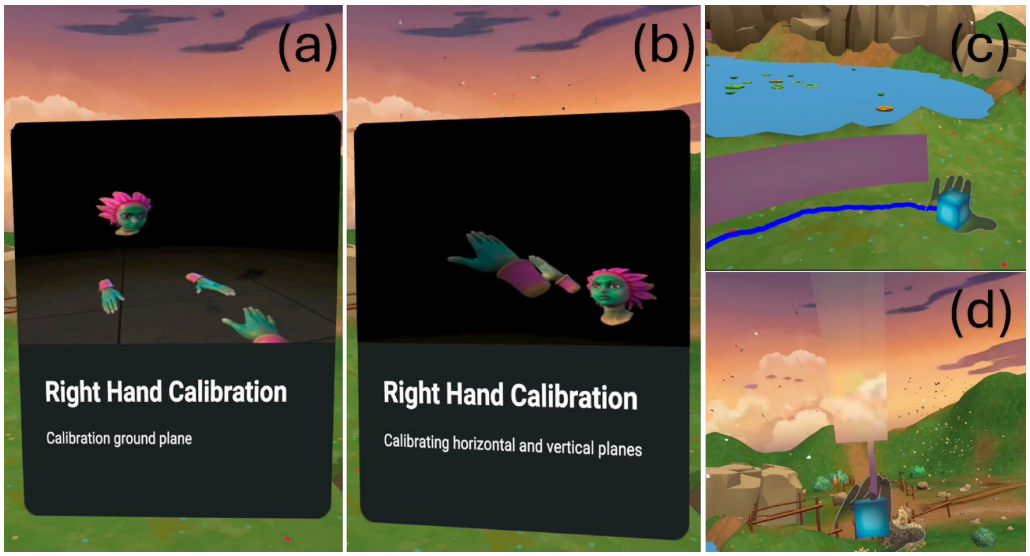


Fig. 7 Images of the visual guidance provided during the calibration process: snapshot of the pre-calibration explanatory videos to obtain E_H^R (**a**), and $E_F S^R$ (**b**); calibration tracking guide (semi-ellipse) and line drawn in the virtual environment according to hand tracking in the horizontal (**c**) and sagittal planes (**d**) for left laterality

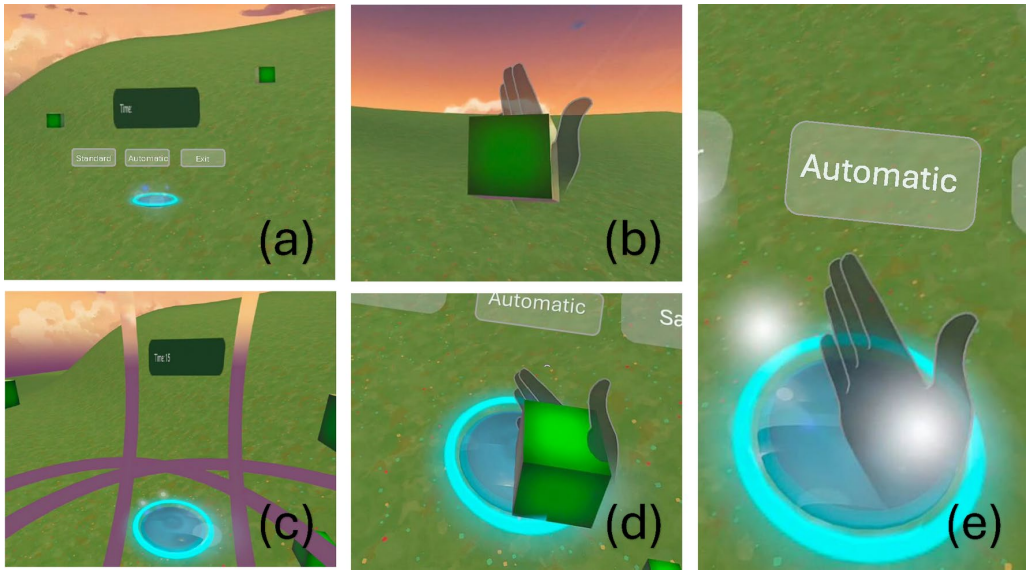


Fig. 8 Properties of the immersive VR environment designed to test the detection and automatic adjustment algorithms: **(a)** gravity-deficient cubes; **(b)** auto-attachment mechanism; **(c)** visual assistance; **(d)** target surface placement; **(e)** audiovisual aid for release

left (EV^L)) elliptical volumes. The new position is assigned to the point with the shortest distance between NP_{VO} and the calculated points. Refer to the function AdjustToEllipse in Algorithm 4.

- *Central area* (Z_C):
  - First, it checks if the x-coordinate of NP_{VO} is outside the central range. If so, it searches for the nearest point within the x-range defined by the palms of the hands $[P_{\mathrm{PC}}^R.x, P_{\mathrm{PC}}^L.x]$. If the x-coordinate is within range, no adjustment is made to x.
  - The algorithm then calculates the points that delimit the right volume (EV^R)) and the left volume (EV^L)). It assigns the new position to the point with the

shortest distance between NP_{VO} and the calculated points of the ellipses. Refer to the function AdjustToEllipse in Algorithm 4.

- *Central point of coincidence* (P_{CPC}): the new position is assigned to the calculated central point, $NP_{\mathrm{VO}} \leftarrow P_{\mathrm{CPC}}$.

5 Experimentation and results

To evaluate the effectiveness and adaptability of the calibration, automatic detection of objects out of range, and adjustment algorithms developed for upper limb rehabilitation in patients with SCI, a dedicated immersive VR environment was designed. This specialized environment was developed with the input from SCI specialists to ensure that it meets the therapeutic needs of the patients. It is designed to test the data obtained from the calibration process and to use these data as inputs for the detection and readjustment algorithms.

Both the calibration process and the detection and readjustment algorithms have been implemented using Unity (V2022.3.16f1), together with Meta XR All-in-One SDKV62. The algorithms described in this paper were implemented using the C# programming language. In addition, it has been complemented with the core developed in Rehab-Immersive that allows to capture and store kinematics of the upper limbs during the execution of the exercise (Herrera et al. 2023).

5.1 Preparation of the environment

In order to facilitate the calibration process and prevent potential errors, the environment has been prepared to guide the process, with division into stages and the incorporation of a variety of aids. These include the incorporation of pauses to prevent fatigue and the pre-explanation of each phase through a video in which a virtual avatar performs the necessary movements for the patient (Fig. 7.a and 7.b). In addition, a minimalist natural space has been recreated to provide a calm and relaxing environment for exercise. Finally, auditory and visual feedback provides additional assistance to the user from the beginning to the end of the process.

The data collected during the calibration process (explained in Sect. 4.1.1) are produced in several phases. During data acquisition, it is essential to perform all movements with a straight back, proper support, and without torso twists or compensations. Initially, the HMD position (P_{HMD}) is recorded while the user looks straight ahead. Next, data from the palms (P^R_{PC} and P^L_{PC}) are collected with the user's elbows flexed at 90°, hands above the legs, and at hip width. Subsequently, ellipses in the frontal, sagittal, and horizontal planes for the right side (E^R_H, $E_F S^R$) are obtained.

Given the complexity of this phase, a visual aid is displayed alongside the user's movements. The aid takes the form of a semi-ellipse corresponding to the plane being calibrated (Fig. 7c and d). Additionally, a cube is attached to the user's hand, tracking their task in the virtual space. After completing this phase, the formed ellipses are shown, and another cube appears attached to the palm. This time, the cube changes color-green if the hand is within the calibrated space and red if it moves outside (a demonstration of the bilateral calibration process can be viewed at https://youtu.be/RK2OOUt5aOw&t=22s).

Once verification is complete, the process is repeated for the left upper limb (E^L_H, $E_F S^L$). The calibration concludes by storing the algorithm's output information in a *JSON* file. This cumulative *JSON* file tracks the patient's ROM at different rehabilitation stages.

To evaluate the suitability of the calibration process and the use of the obtained data to detect and relocate virtual elements outside the acquired PPS, a virtual environment has been designed for this purpose. In this VR environment, five cubes are displayed in various positions within a 3D space. The participant is required to move all possible cubes

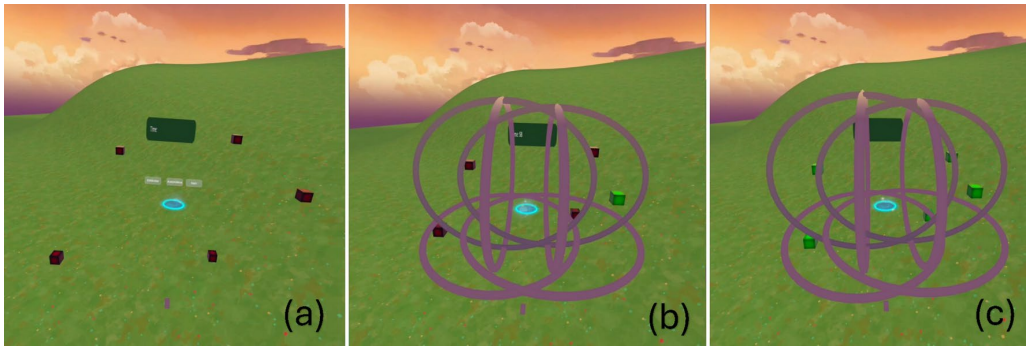


Fig. 9 Virtual environment used for testing the automatic adjustment process. From left to right: **(a)** blocks in fixed position; **(b)** standard setting and elliptical volume; **(c)** automatic setting and elliptical volume

from their initial positions to a central point located directly in front of them. This task is designed to be completed without overexertion or movements that might pose a risk to the patient's health. Notable aspects of this VR environment include:

- *Gravity-deficient cubes*. The virtual space hosts five cubes devoid of gravity, allowing for their placement in any position within the X, Y, and Z coordinates. This feature ensures the flexibility required to test the range of motion and interaction capabilities of the user (Fig. 8a).
- *Auto-attachment mechanism*. To ensure that the test focuses on environmental adaptation, specifically in terms of the positioning of virtual elements and minimizing biases related to the patient's manipulative dexterity, the cubes in the virtual environment are equipped with an *automatic grasp* mechanism (Fig. 8b). This feature automatically attaches the cube to the user's hand when it comes into contact with the object's volume. The cube remains attached until it approaches the target surface. Similarly, the action of releasing the cube does not require finger movements, as it automatically detaches after a brief period of 1.5 seconds upon reaching its destination. This setup ensures that the evaluation concentrates on the effectiveness of the environmental adjustments to meet the specific needs of the user, independent of manual skill.
- *Visual assistance*. Prior to attempting to grasp the cube, visual cues indicate whether it is within the delimited workspace based on the user's ROM. Cubes appear in red if they are outside this area and green if they are within it (Fig. 8c).
- *Target surface placement*. The target surface where the cube should be deposited is positioned centrally to the user and close to their trunk, ensuring ergonomic placement that minimizes strain (Fig. 8d).
- *Audiovisual aid for release*. When a cube remains on the target surface during 1.5 s, indicating it should be released, a sound is emitted, the cube disappears and particle effects are displayed to indicate the status of the grasp release (Fig. 8e).

5.2 Test configuration and quantitative metrics

The evaluation is performed in a virtual environment in which three different configurations are shown to test the effectiveness of the calibration, automatic detection and adjustment algorithms under different conditions: *fixed configuration*, *standard configuration* of a healthy participant and *automatic configuration*.

The *fixed configuration* consists of placing the cubes in a fixed, standard layout regardless of the individual's ROM (see Fig. 9a). This arrangement of virtual objects was previously tested in a pilot test with healthy participants, revealing that, although the cubes were reachable, reaching them often required excessive elbow extension, trunk movements and even frontal and lateral displacements, sometimes forcing participants to get up from their chairs.

With the second configuration, *standard configuration*, although it employs the detection and automatic adjustment algorithms, it does not rely on the calibration of the user testing the virtual environment (see Fig. 9b). Instead, it utilizes data calibrated based on an average individual. Specifically, calibration data from a middle-aged participant without mobility issues and with an approximate height of 166 cm was used for this purpose. This configuration assesses the user's interaction with the cubes within a standardized area, offering insights into their reach capabilities in comparison to the average individual.

Finally, the *automatic configuration*, the cubes are dynamically adjusted according to the specific calibration data of the participant being evaluated in the virtual environment (see Fig. 9c). This configuration evaluates the user's ability to interact with the cubes within an area adapted to their own ROM and mobility constraints. By using the calibration data obtained during the initial setup phase, this scenario provides a personalized assessment of the user's reach capabilities and rehabilitation progress within the virtual environment.

It is important to note that in both the second and third configuration, the ellipses defining the calibrated workspace of the test user are displayed. Given that the first and second configurations are not customized to accommodate the participant's ROM, there exists the possibility that the cubes may be displayed in red, signifying their placement beyond the bounds of the participant's workspace.

The quantitative metrics employed to assess adaptation and interaction within the VR environment are designed to capture both the displacement of objects in 3D space and the adequacy of their placement within the calibrated area, as well as the task-specific measures.

Euclidean distance. This metric quantifies the displacement needed for each object. Two distances will be considered for each participant. First, the distance from the original position of each block to the position obtained after automatic adjustment, and the second defined by the distance from the standard position to the position obtained after automatic adjustment.

Additionally, to ensure the relocated virtual objects maintain the spatiality of the original data, we introduce a function for Quadrant Distribution (ϕ), which classifies the adjusted position NP_{VO} of each object into one of four defined quadrants: Q1 (upper right), Q2 (upper left), Q3 (lower right), and Q4 (lower left). The assignment to each

of these quadrants depends on the object's coordinates x and y, relative to the participant. The center is defined by the x coordinate of the participant at the moment of execution ($P_{\text{CurrentHMD}}$), and the y coordinate is given by the height (H_{Limit}). This ensures that the spatial relationship is maintained considering the participant's position and height limits.

$$\phi(p) = \begin{cases} \text{Q1} & \text{if } x \geq P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ and } y \geq H_{\text{Limit}} \\ \text{Q2} & \text{if } x < P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ and } y \geq H_{\text{Limit}} \\ \text{Q3} & \text{if } x \geq P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ and } y < H_{\text{Limit}} \\ \text{Q4} & \text{if } x < P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ and } y < H_{\text{Limit}} \end{cases}$$

The metrics employed to assess adaptation and interaction within the VR environment not only measure the displacement and adjustment of objects but also focus on task performance outcomes.

First, determine whether the task has been successfully completed in all three configurations (Task Completion). Also, it is necessary to measure whether the set task has been successfully completed or not. With the Number of Blocks Moved (N_{moved}) counts the total number of blocks that participants have attempted to move, providing a measure of participant engagement and interaction with the environment.

Regardless of whether the task has been completed, the Temporal Efficiency evaluates the time efficiency of task execution. It is defined as the total time taken until the last block is moved divided by N_{moved}.

$$\text{Temporal Efficiency} = \frac{T_{\text{total}}}{N_{\text{moved}}}$$

Where T_{total} is the total time from the start of the task to the movement of the last block to the destination position.

These metrics, together with a qualitative evaluation, allow the effectiveness of the VR immersive environment for rehabilitation to be assessed. In particular, focusing on both the effectiveness of the calibration and the adaptability of the environment to meet the specific needs of the user.

Table 1 Blocks moved and time taken to move the blocks in standard and automatic configurations for each participant (P: SCI patient, H: healthy participant), along with a numerical identifier

ID	Blocks moved standard	Time blocks standard (s)	Blocks moved automated	Time blocks automated (s)
H1	5	33	5	18
H2	3	19	5	17
H3	5	24	5	16
H4	5	32	5	27
H5	5	34	5	20
H6	5	22	5	17
H7	4	37	5	20
H8	5	36	5	20
H9	5	32	5	17
H10	5	33	5	19
P1	1	12	5	23
P2	5	30	5	19
P3	3	55	5	26
P4	5	59	5	25
P5	2	57	5	16
P6	1	14	5	34
P7	5	30	5	19
P8	4	46	5	31
P9	2	43	5	30
P10	5	33	5	13
P11	0	-	5	19
P12	5	35	5	22
P13	5	23	5	15
P14	5	20	5	16

5.3 Experimental procedure

The experimental study was conducted entirely at the HNPT, in 5 experimental sessions with a total of 24 participants (some moments of the experimentation can be seen at https://youtu.be/RK2OOUt5aOw, where the participants shown in the video are part of the group of SCI participants who carried out the experimentation at the HNPT). Of these, 14 participants had SCI of varying severity and were at different stages of their functional recovery. The remaining group consisted of 10 healthy subjects, all of them were HNPT staff, including biomedical engineers, rehabilitation specialists, physiotherapists and occupational therapists.

Participants ranged in age from 14 to 54 years, with an average age of 32.54 ± 12.27 years. Heights ranged from 153 cm to 187 cm, with an average height of 174.71 ± 8.61 cm. The group of patients predominantly included individuals with injuries between C5 and C7 levels with neurological classification by means of AIS (ASIA Impairment Scale) between A-D.

Importantly, the tests were conducted under expert supervision, ensuring that participants did not perform unwanted compensatory movements, trunk movements or overexertion that could compromise their safety. All participants performed the test while seated, utilizing the Meta Quest 2 headset. Healthy participants completed the tests seated in conventional chairs, while patients performed the tests in their own wheelchairs. Prior to executing the scenarios related to calibration and the automatic adjustment of elements, the HMD was recentered to ensure accurate placement of virtual elements relative to the calibrated floor level. Also, each participant was individually instructed on how to execute it to avoid errors and biases.

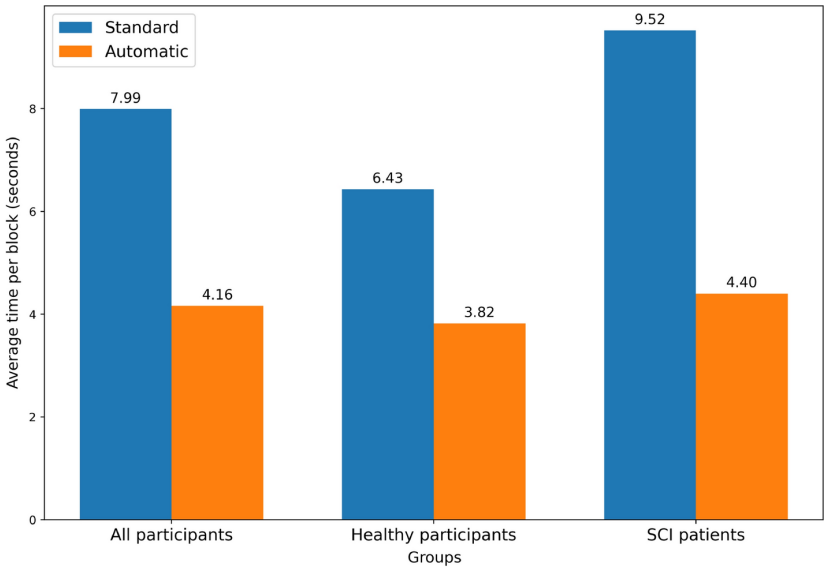


Fig. 10 Temporal efficiency measured as the average time per block in seconds for both standard and automated configurations, categorized by participant type (overall, healthy ans patient)

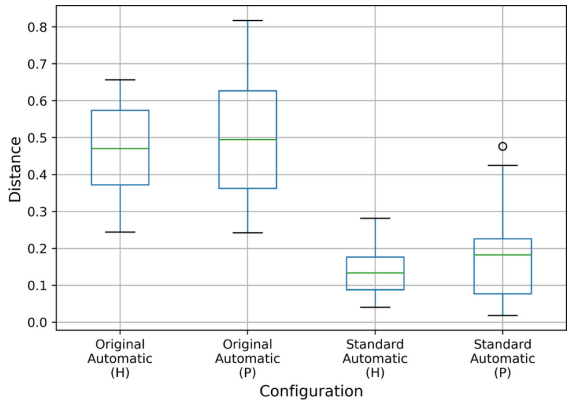


Fig. 11 Comparison of Euclidean distances across configurations. Distances are categorized by participant type (Healthy 'H' vs. Patient 'P')

Table 2 Positions in virtual space for fixed and standard configurations

Block	Fixed position (x, y, z) (*p*)	Standard position (x, y, z)
1	(−0.57, 1.0900, 0.9100)	(−0.4998, 0.9384, 0.4320)
2	(0.9900, 0.9800, 0.2000)	(0.3992, 0.9338, 0.2000)
3	(0.4500, 0.1500, 0.5000)	(0.3359, 0.7891, 0.3527)
4	(0.5700, 1.3100, 0.7100)	(0.3330, 0.9780, 0.3967)
5	(−0.9680, 0.2700, 0.2000)	(−0.5403, 0.7891, 0.1053)

Table 3 Average Euclidean distances measured in meters, standard deviations, and t-statistics

Comparison	Healthy (Avg ± SD)	Patient (Avg ± SD)
Fixed-automatic	0.4665 ± 0.1144	0.4972 ± 0.1551
Standard-automatic	0.1378 ± 0.0587	0.1721 ± 0.1057

First, each participant underwent the calibration stage, where the optimal execution method was explained to them beforehand, and their execution was supervised. The second part consisted of testing the virtual environment, where the cubes were placed according to the three configurations described. Initially, the cubes were placed in a *fixed configuration* without taking calibration into account. Due to the mobility problems of the patients, all cubes were shown in red and many of them were far away from the patients' reach. Therefore, this first part only served to check that none of the cubes could be reached by the participants and none of them were asked to try to reach the cubes, all of them being out of their ROM.

For both the second and third co-settings (standard and automatic setup), a maximum completion time of 60 seconds was set. If this time elapsed without all the cubes being placed in their destination, the test was terminated. For the second scenario (*fixed configuration*), since the ROM of a healthy subject was taken into account, participants were asked to reach only for those cubes that did not require excessive effort or trunk compensations. Those they could not reach were instructed to let the time pass. Based on the therapists' recommendations, a 5-minute rest period was provided between the two trials to eliminate any potential influence of fatigue that could affect the results.

5.4 Quantitative results

The evaluation reveals significant differences in performance between the three configurations: *fixed configuration*, *standard configuration*, and *automatic configuration*.

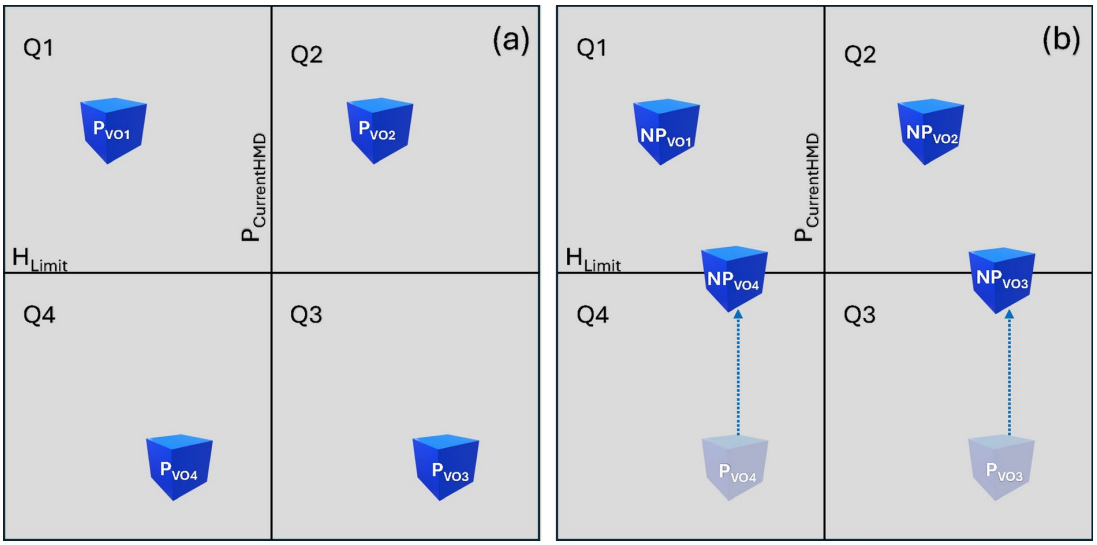


Fig. 12 Quadrant distribution (ϕ) of virtual objects. (a) original position $\phi(P_{\mathrm{VO}})$; (b) new position $\phi(NP_{\mathrm{VO}})$ after applying the automatic adjustment algorithm. NP_{VO} are relocated from quadrants Q3 and Q4 to Q1 and Q4 due to the H_{Limit}

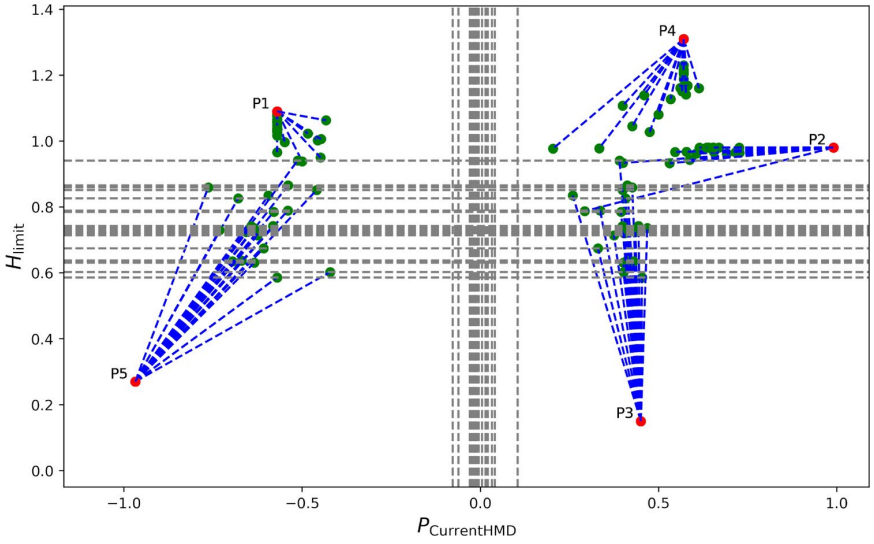


Fig. 13 Displacement of the 5 blocks from the position set by the fixed configuration to the position defined by the automatic configuration. The values of H_{Limit} and $P_{\mathrm{CurrentHMD}}$ for the 24 participants are shown as dashed lines on the X and Y axes

The results are presented in Table 1 and the key findings are as follows:

Task completion As previously indicated, participants were not asked to attempt to reach the blocks in the fixed configuration, as it required undesired compensations and overexertions, resulting in a 0% success rate. It is important to note that none of the participants reached the maximum time limit of 60 s for completing the task. Therefore, for those who did not finish, it was due to an inability to access the 5 blocks and not due to a lack of time. In the standard configuration, the success rate was 62.5% overall, with notable differences between healthy participants and patients. Specifically, healthy participants had a success rate of 80.0%, while patients had a lower success rate of 50.0%. Lastly, the automated mode demonstrated clear superiority, with all participants, both patients and healthy, successfully completing the task of picking up the 5 cubes and placing them in the central point, achieving a 100% success rate.

Number of blocks moved The automatic configuration showed that all participants managed to move the maximum number of blocks (5 blocks) within the allotted time. This contrasts with the standard mode, where the average number of blocks moved was significantly lower, with a mean of 3.958 for all participants, 4.7 for healthy participants, and

3.428 for patients. The *T-test* to compare differences in the number of blocks moved between healthy individuals and patients in the standard configuration revealed a *T-statistic* of 2.047 and a p value of 0.053, indicating a trend towards a significant difference that does not meet the conventional threshold for statistical significance.

Temporal efficiency The automated setup resulted in a marked improvement in temporal efficiency for all participants (see Fig. 10). Specifically, patients experienced a significant reduction in the time required per block. In standard mode, the average time per block was 7.99 seconds for all participants, 6.43 seconds for healthy participants, and 9.52 seconds for patients. With the automated configuration, this time was reduced to 4.16 seconds overall, 3.82 seconds for healthy participants, and 4.40 seconds for patients. This reduction represents a decrease of 47.94% in the average time for all participants, 40.59% for healthy participants, and 53.78% for patients.

The analysis reinforces the hypothesis that personalized adaptation of virtual environments is essential for effective rehabilitation, particularly for patients with SCI. A non-adapted environment (fixed configuration) can be entirely inaccessible or require excessive efforts and movements that may harm the user. Even considering the PPS of an average-height user (standard configuration), the results show that this is not sufficient adaptation for either patients or healthy subjects. The adaptation is even more crucial for patients, as they cannot achieve satisfactory rehabilitation if the virtual environment does not meet their needs. The conducted test reveals that calibration, automatic detection, and adjustment algorithms ensure that elements within the environment are fully accessible while minimizing times and ensuring task completion. These results validate the hypothesis that individualized configurations improve accessibility, task performance, and overall rehabilitation efficacy.

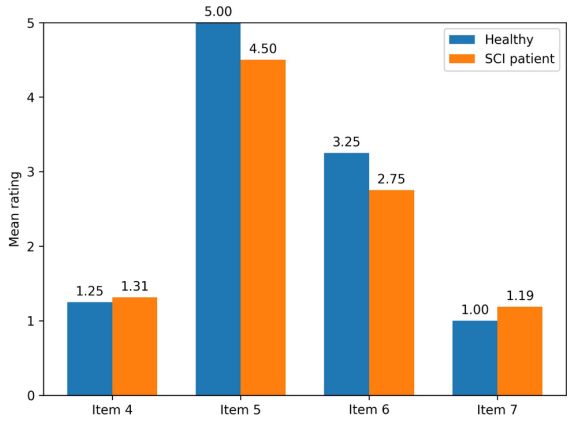


Fig. 14 Mean ratings of the questionnaire responses comparing healthy participants and SCI patients: Item 4 (calibration complexity), Item 5 (calibration adequacy), Item 6 (standard configuration complexity), and Item 7 (automatic configuration complexity)

To quantify the displacement of blocks in three-dimensional space as a function of the configuration, the Euclidean distance (measured in meters) was used to calculate the displacement from the *fixed configuration* to the *automatic configuration* and from the *standard configuration* to the *automatic configuration* (Fig. 11). It is important to note that both the fixed and standard positions are constant for all participants (Fig. 2), while the automatic position varies depending on the calibration data adapted to each participant's ROM.

Results displayed in Table 3 show that the average Euclidean distances for healthy participants were consistently lower than those for patients in all comparisons, indicating a closer alignment with the positions for healthy participants. The standard deviations were also lower for healthy participants, suggesting less variability in their movements.

For the fixed-automatic comparison, the average Euclidean distances measured were 0.4665 ± 0.1144 meters for healthy participants and 0.4972 ± 0.1551 meters for SCI patients. This suggests that healthy participants were more consistently close to the target positions, possibly indicating that these positions are better aligned with the ROM typical of healthy individuals. A t-test was conducted to assess the statistical significance of these differences, yielding a t-statistic of -1.175 and a p value of 0.242. These results indicate that the differences were not statistically significant, suggesting that the displacement from the fixed to the automatic configuration is similar for both healthy participants and patients. Consequently, the fixed configuration appears to be equally challenging or inaccessible for both groups.

However, the most relevant data come from the standard-automatic comparison. In this case, the mean Euclidean distances were 0.1378 for healthy participants and 0.1721 for patients, with standard deviations of 0.0587 and 0.1057, respectively. The t-test yielded a t-statistic of -2.063 and a p value of 0.041, indicating a statistically significant difference between the two groups. These results strongly support the hypothesis and underline the critical need for individualized calibration, especially for SCI patients, to ensure an appropriate virtual space for their ROM. Although the standard configuration fits more closely to the PPS of healthy participants, this suggests that their ROM is more consistent and predictable. However, the longer distances for patients highlight that their motor limitations make it difficult to access the blocks in the standard configuration. Therefore, the standard configuration, designed to be accessible to most people, is not well aligned with the patients' ROM, as indicated by the Euclidean distances between the standard and automatic positions.

Following the adequacy of the positioning while maintaining the spatial reference, the Quadrant Distribution ensures that the adjusted positions (NP_{VO}) of the virtual objects remain within the correct spatial configuration. The displacement of the 5 blocks from the position set by the fixed configuration can be seen in Fig. 13. For the analysis of the data, it is important to note that, due to the use of the height constraint, objects located in the automatic configuration quadrants Q3 and Q4 must be relocated to Q1 and Q2 (Fig. 12. After analyzing the data, it was confirmed that the automatic adjustment preserved the spatial arrangement within each quadrant. This consistency is evident in the data presented in Table 4.

The results show that the automatic adjustment of objects based on each participant's ROM and workspace configuration preserves spatial localisation. This ensures that items remain accessible and correctly placed within reach of the user, underscoring the effectiveness of the automatic adjustment algorithm in maintaining spatial organisation and improving accessibility for all users, particularly those with mobility impairments.

5.5 Qualitative results

To complement the results, a specific questionnaire focused on participants' perceptions of the complexity of the calibration system and its subsequent use for adjusting elements in the virtual space. The first three items collected data on the participants' age (Item 1), height in cm (Item 2), and a unique identifier to preserve anonymity (Item 3). Item 4 and item 5 are questions associated with the calibration process:

- Item 4: *did you find the automatic calibration system complex?* (5-point Likert scale where 1 means "Not at all complex" and 5 means "Very complex").
- Item 5: *after calibration, do you think the work area defined by the three ovals adequately fits the actual reach limits of your hands?* (5-point Likert scal where 1 means "Not at all" and 5 means "Completely")Item 6 and item 7 are questions that address the difficulty of accessing the blocks with standard and automatic settings, both using a 5-point Likert scale where 1 means "Not at all complex" and 5 means "Very complex":

- Item 6: *in the test after calibration, did you find it complex to access the blocks using the standard configuration?*
- Item 7: *in the test after calibration, did you find it complex to access the blocks using the automatic configuration?*The complexity of the calibration process (Item 4) was evaluated with a mean rating of 1.29 and a standard deviation of 0.46, indicating a very low perceived complexity overall. Specifically, healthy participants rated the complexity with a mean of 1.25 (SD = 0.46), while patients gave a mean rating of 1.31 (SD = 0.48).

For the calibration adjustment (Item 5), participants rated how well the calibration adapted to their reach limits. The overall mean rating was 4.67 with a standard deviation of 0.76, suggesting that the system was perceived as highly effective. Healthy participants provided a perfect mean rating of 5.00 (SD = 0.00), whereas patients rated it slightly lower, with a mean of 4.50 (SD = 0.89).

Regarding the difficulty of accessing the blocks using the standard configuration (Item 6), the overall mean rating was 2.92, with a standard deviation of 1.32, indicating a moderate difficulty level. Healthy participants had a mean rating of 3.25 (SD = 1.28), while patients rated it at 2.75 (SD = 1.34). This difference suggests that healthy participants, who were also specialists in rehabilitation, perceived the standard configuration as less accessible. This is likely because these professionals are more precise and critical about the movements required, being aware of the importance of avoiding overexertion.

Finally, for the difficulty of accessing the blocks using the automatic configuration (Item 7), the overall mean rating was 1.12 with a standard deviation of 0.45, indicating a very low difficulty level. Healthy participants rated it at 1.00 (SD = 0.00), while patients gave it a slightly higher rating of 1.19 (SD = 0.54).

To provide a visual representation of the qualitative data, the mean ratings for each aspect are depicted in Fig. 14. This bar graph shows the differences in perceived complexity and difficulty between patients and healthy participants across the three evaluated aspects.

These results, which are visually represented in Fig. 14, show the positive assessment of both the calibration and the automatic adjustment process. The perception of the participants is crucial for the success of the system, as its comfort and ease of use directly influence the effectiveness of the rehabilitation exercises. In particular, the results on the complexity of reaching the blocks in the automatic setting, very close to 1, highlight the acceptance and appropriateness of the calibrated space and the fitting algorithm. This low complexity rating underlines the effectiveness of the system in providing an accessible and user-friendly environment for both patients and healthy participants. These results support the hypothesis, confirming that individualized calibration improves accessibility and task efficiency, especially for SCI patients. The high adequacy and low complexity ratings validate the importance of personalized configurations in VR rehabilitation.

In addition, of particular importance is the inclusion of expert healthy participants, who evaluate the systems in

more detail, from a more technical point of view, in terms of the appropriate movements for successful rehabilitation. These experts help ensure that the system avoids overextension and compensatory movements by defining the PPS more precisely. Their detailed assessments contribute significantly to refining the system, ensuring that it meets the standards necessary for effective and safe rehabilitation.

6 Conclusions

This study addresses the adaptation of virtual environments for upper limb rehabilitation, specifically tailored to patients with spinal cord injuries (SCI). In line with the main hypothesis, which suggests that dynamically adjusted virtual objects within a personalized 3D space calibrated to each patient's specific range of motion (ROM) will enhance task performance and safety, the system integrates automatic calibration and spatial adjustment algorithms to maintain interactive objects within the Peripersonal Space (PPS). The findings confirm that individualized configurations significantly improve task performance and efficiency, demonstrating that standard configurations-despite approximating the average ROM of a healthy individual-do not adequately support SCI patients due to their unique movement asymmetries and capabilities.

Quantitative and qualitative analyses further reveal that these personalized adjustments lead to higher task completion rates and reduce the time required per interaction, streamlining rehabilitation exercises and contributing to the prevention of compensations, overexertion, and injuries. The effectiveness of adaptive adjustments underscores the importance of calibration tailored to each patient's motor abilities, as hypothesized, highlighting their potential for creating safer and more accessible rehabilitation environments.

Future work will extend the application of these algorithms to broader clinical settings and explore their potential across diverse rehabilitation scenarios. Further research will focus on long-term impacts on functional recovery, aiming to refine and expand the system's applicability to enhance patient-centered rehabilitation outcomes.

Appendix 1: Data results

See Table 4.

Table 4 Quadrants corresponding to each of the five blocks in fixed configuration ($\phi(NP_{\mathrm{VO}})$) and automatic configuration. ($\phi(NP_{\mathrm{VO}})$). The table provides detailed information about the position of the relocated blocks NP_{VO}, the height restriction position (H_{Limit}) and the x position of the HMD at the moment of executing the adjustment ($P_{\mathrm{CurrentHMD}}$) for each participant

ID	Block	H_{Limit}	$P_{\mathrm{CurrentHMD}}$ (x)	Automatic position NP_{VO}	$\phi(p)$	$\phi(NP_{\mathrm{VO}})$
P1	1	0.7891	−0.0297	(−0.4998, 0.9384, 0.4320)	Q2	Q2
P1	2	0.7891	−0.0297	(0.3992, 0.9338, 0.2000)	Q1	Q1
P1	3	0.7891	−0.0297	(0.3359, 0.7891, 0.3527)	Q3	Q1
P1	4	0.7891	−0.0297	(0.3330, 0.9780, 0.3967)	Q1	Q1
P1	5	0.7891	−0.0297	(−0.5403, 0.7891, 0.1053)	Q4	Q2
P2	1	0.6377	0.0325	(−0.5700, 1.0656, 0.5215)	Q2	Q2
P2	2	0.6377	0.0325	(0.6408, 0.9800, 0.1025)	Q1	Q1
P2	3	0.6377	0.0325	(0.4110, 0.6377, 0.3804)	Q3	Q1
P2	4	0.6377	0.0325	(0.5700, 1.2110, 0.4807)	Q1	Q1
P2	5	0.6377	0.0325	(−0.6696, 0.6377, 0.1089)	Q4	Q2
P3	1	0.8597	−0.0264	(−0.5700, 1.0581, 0.3260)	Q2	Q2
P3	2	0.8597	−0.0264	(0.6690, 0.9800, 0.1151)	Q1	Q1
P3	3	0.8597	−0.0264	(0.4260, 0.8597, 0.4268)	Q3	Q1
P3	4	0.8597	−0.0264	(0.5700, 1.2143, 0.2731)	Q1	Q1
P3	5	0.8597	−0.0264	(−0.7631, 0.8597, 0.1172)	Q4	Q2
P4	1	0.7242	−0.0617	(−0.5700, 1.0810, 0.3799)	Q2	Q2
P4	2	0.7242	−0.0617	(0.6673, 0.9800, 0.0888)	Q1	Q1
P4	3	0.7242	−0.0617	(0.4347, 0.7242, 0.3319)	Q3	Q1
P4	4	0.7242	−0.0617	(0.5700, 1.2299, 0.3534)	Q1	Q1
P4	5	0.7242	−0.0617	(−0.6569, 0.7242, 0.0819)	Q4	Q2
P5	1	0.5861	−0.0094	(−0.4566, 1.0027, 0.5693)	Q2	Q2
P5	2	0.5861	−0.0094	(0.6908, 0.9618, 0.2000)	Q1	Q1
P5	3	0.5861	−0.0094	(0.4531, 0.5861, 0.4550)	Q3	Q1
P5	4	0.5861	−0.0094	(0.5604, 1.1609, 0.5190)	Q1	Q1
P5	5	0.5861	−0.0094	(−0.5698, 0.5861, 0.1015)	Q4	Q2

Table 4 (continued)

ID	Block	H_{Limit}	$P_{\text{CurrentHMD}}$ (x)	Automatic position NP_{VO}	$\phi(p)$	$\phi(NP_{\text{VO}})$
P6	1	0.8656	−0.0156	(−0.5488, 0.9969, 0.4763)	Q2	Q2
P6	2	0.8656	−0.0156	(0.6522, 0.9800, 0.1525)	Q1	Q1
P6	3	0.8656	−0.0156	(0.4119, 0.8656, 0.5018)	Q3	Q1
P6	4	0.8656	−0.0156	(0.5700, 1.1887, 0.4585)	Q1	Q1
P6	5	0.8656	−0.0156	(−0.5393, 0.8656, 0.1088)	Q4	Q2
P7	1	0.8511	0.0401	(−0.4482, 0.9498, 0.3110)	Q2	Q2
P7	2	0.8511	0.0401	(0.6541, 0.9676, 0.2000)	Q1	Q1
P7	3	0.8511	0.0401	(0.3987, 0.8511, 0.3318)	Q3	Q1
P7	4	0.8511	0.0401	(0.5334, 1.1274, 0.2967)	Q1	Q1
P7	5	0.8511	0.0401	(−0.4593, 0.8511, 0.0846)	Q4	Q2
P8	1	0.7874	0.0204	(−0.5700, 0.9657, 0.4114)	Q2	Q2
P8	2	0.7874	0.0204	(0.2924, 0.7874, 0.2000)	Q1	Q1
P8	3	0.7874	0.0204	(0.2591, 0.8347, 0.2571)	Q3	Q1
P8	4	0.7874	0.0204	(0.2034, 0.9770, 0.4084)	Q1	Q1
P8	5	0.7874	0.0204	(−0.5944, 0.8347, 0.1101)	Q4	Q2
P9	1	0.8263	−0.0157	(−0.5700, 1.0759, 0.4061)	Q2	Q2
P9	2	0.8263	−0.0157	(0.6515, 0.9800, 0.1021)	Q1	Q1
P9	3	0.8263	−0.0157	(0.4069, 0.8263, 0.3703)	Q3	Q1
P9	4	0.8263	−0.0157	(0.6131, 1.1600, 0.4035)	Q1	Q1
P9	5	0.8263	−0.0157	(−0.6794, 0.8263, 0.1072)	Q4	Q2
P10	1	0.5861	0.1044	(−0.4566, 1.0027, 0.5693)	Q2	Q2
P10	2	0.5861	0.1044	(0.6908, 0.9618, 0.2000)	Q1	Q1
P10	3	0.5861	0.1044	(0.4531, 0.5861, 0.4550)	Q3	Q1
P10	4	0.5861	0.1044	(0.5604, 1.1609, 0.5190)	Q1	Q1
P10	5	0.5861	0.1044	(−0.5698, 0.5861, 0.1015)	Q4	Q2
P11	1	0.9409	−0.0113	(−0.5700, 1.0803, 0.3834)	Q2	Q2
P11	2	0.9409	−0.0113	(0.6142, 0.9800, 0.1182)	Q1	Q1
P11	3	0.9409	−0.0113	(0.3901, 0.9409, 0.4263)	Q3	Q1
P11	4	0.9409	−0.0113	(0.5700, 1.2040, 0.3805)	Q1	Q1
P11	5	0.9409	−0.0113	(−0.5126, 0.9409, 0.0957)	Q4	Q2
P12	1	0.6377	0.0048	(−0.5700, 1.0656, 0.5215)	Q2	Q2
P12	2	0.6377	0.0048	(0.6408, 0.9800, 0.1025)	Q1	Q1
P12	3	0.6377	0.0048	(0.4110, 0.6377, 0.3804)	Q3	Q1
P12	4	0.6377	0.0048	(0.5700, 1.2110, 0.4807)	Q1	Q1
P12	5	0.6377	0.0048	(−0.6696, 0.6377, 0.1089)	Q4	Q2
P13	1	0.6309	−0.0292	(−0.5700, 1.0272, 0.5745)	Q2	Q2
P13	2	0.6309	−0.0292	(0.5864, 0.9429, 0.2000)	Q1	Q1
P13	3	0.6309	−0.0292	(0.4008, 0.6309, 0.5314)	Q3	Q1
P13	4	0.6309	−0.0292	(0.4746, 1.0276, 0.6200)	Q1	Q1
P13	5	0.6309	−0.0292	(−0.6341, 0.6309, 0.1445)	Q4	Q2
P14	1	0.6025	−0.0207	(−0.4472, 1.0059, 0.4075)	Q2	Q2
P14	2	0.6025	−0.0207	(0.7153, 0.9661, 0.2000)	Q1	Q1
P14	3	0.6025	−0.0207	(0.4014, 0.6025, 0.3891)	Q3	Q1
P14	4	0.6025	−0.0207	(0.5809, 1.1686, 0.3711)	Q1	Q1
P14	5	0.6025	−0.0207	(−0.4212, 0.6025, 0.0861)	Q4	Q2
H1	1	0.7201	−0.0284	(−0.5700, 1.0383, 0.3840)	Q2	Q2
H1	2	0.7201	−0.0284	(0.6049, 0.9622, 0.2000)	Q1	Q1
H1	3	0.7201	−0.0284	(0.4034, 0.7201, 0.3947)	Q3	Q1
H1	4	0.7201	−0.0284	(0.4991, 1.0809, 0.3781)	Q1	Q1
H1	5	0.7201	−0.0284	(−0.6233, 0.7201, 0.1105)	Q4	Q2
H2	1	0.7358	−0.0175	(−0.5700, 1.0559, 0.4661)	Q2	Q2
H2	2	0.7358	−0.0175	(0.7259, 0.9800, 0.1001)	Q1	Q1
H2	3	0.7358	−0.0175	(0.4679, 0.7358, 0.3742)	Q3	Q1
H2	4	0.7358	−0.0175	(0.5700, 1.2048, 0.4232)	Q1	Q1

Table 4 (continued)

ID	Block	H_{Limit}	$P_{\text{CurrentHMD}}(x)$	Automatic position NP_{VO}	$\phi(p)$	$\phi(NP_{\text{VO}})$
H2	5	0.7358	−0.0175	(−0.6354, 0.7358, 0.1068)	Q4	Q2
H3	1	0.6748	0.0146	(−0.4837, 1.0231, 0.5587)	Q2	Q2
H3	2	0.6748	0.0146	(0.5459, 0.9671, 0.2000)	Q1	Q1
H3	3	0.6748	0.0146	(0.3295, 0.6748, 0.3686)	Q3	Q1
H3	4	0.6748	0.0146	(0.5658, 1.1505, 0.5249)	Q1	Q1
H3	5	0.6748	0.0146	(−0.6076, 0.6748, 0.1152)	Q4	Q2
H4	1	0.6353	−0.0176	(−0.5700, 1.0326, 0.4262)	Q2	Q2
H4	2	0.6353	−0.0176	(0.7266, 0.9645, 0.2000)	Q1	Q1
H4	3	0.6353	−0.0176	(0.4291, 0.6353, 0.4099)	Q3	Q1
H4	4	0.6353	−0.0176	(0.5763, 1.1411, 0.4133)	Q1	Q1
H4	5	0.6353	−0.0176	(−0.6953, 0.6353, 0.1131)	Q4	Q2
H5	1	0.7425	−0.0050	(−0.5699, 1.0297, 0.4401)	Q2	Q2
H5	2	0.7425	−0.0050	(0.7207, 0.9712, 0.2000)	Q1	Q1
H5	3	0.7425	−0.0050	(0.4435, 0.7425, 0.3352)	Q3	Q1
H5	4	0.7425	−0.0050	(0.4590, 1.1393, 0.4156)	Q1	Q1
H5	5	0.7425	−0.0050	(−0.5817, 0.7425, 0.0961)	Q4	Q2
H6	1	0.7142	−0.0135	(−0.5700, 1.0165, 0.4485)	Q2	Q2
H6	2	0.7142	−0.0135	(0.5309, 0.9326, 0.2000)	Q1	Q1
H6	3	0.7142	−0.0135	(0.3745, 0.7142, 0.3994)	Q3	Q1
H6	4	0.7142	−0.0135	(0.4258, 1.0451, 0.4191)	Q1	Q1
H6	5	0.7142	−0.0135	(−0.6251, 0.7142, 0.1110)	Q4	Q2
H7	1	0.7201	0.0046	(−0.5700, 1.0383, 0.3840)	Q2	Q2
H7	2	0.7201	0.0046	(0.6049, 0.9622, 0.2000)	Q1	Q1
H7	3	0.7201	0.0046	(0.4034, 0.7201, 0.3947)	Q3	Q1
H7	4	0.7201	0.0046	(0.4991, 1.0809, 0.3781)	Q1	Q1
H7	5	0.7201	0.0046	(−0.6233, 0.7201, 0.1105)	Q4	Q2
H8	1	0.7852	0.0140	(−0.5700, 1.0316, 0.5137)	Q2	Q2
H8	2	0.7852	0.0140	(0.5783, 0.9676, 0.2000)	Q1	Q1
H8	3	0.7852	0.0140	(0.3942, 0.7852, 0.3432)	Q3	Q1
H8	4	0.7852	0.0140	(0.3990, 1.1072, 0.4955)	Q1	Q1
H8	5	0.7852	0.0140	(−0.5798, 0.7852, 0.0930)	Q4	Q2
H9	1	0.7420	−0.0210	(−0.5700, 1.0476, 0.4364)	Q2	Q2
H9	2	0.7420	−0.0210	(0.6338, 0.9800, 0.1115)	Q1	Q1
H9	3	0.7420	−0.0210	(0.3977, 0.7420, 0.3973)	Q3	Q1
H9	4	0.7420	−0.0210	(0.5700, 1.2164, 0.4327)	Q1	Q1
H9	5	0.7420	−0.0210	(−0.6428, 0.7420, 0.0999)	Q4	Q2
H10	1	0.7296	−0.0776	(−0.4333, 1.0629, 0.4140)	Q2	Q2
H10	2	0.7296	−0.0776	(0.6543, 0.9800, 0.0926)	Q1	Q1
H10	3	0.7296	−0.0776	(0.4140, 0.7296, 0.3411)	Q3	Q1
H10	4	0.7296	−0.0776	(0.5700, 1.2150, 0.3887)	Q1	Q1
H10	5	0.7296	−0.0776	(−0.7318, 0.7296, 0.1058)	Q4	Q2

Acknowledgements Grant PID2020-117361RB-C21 and PID2020-117361RB-C22 funded by MICIU/AEI/10.13039/501100011033.

Data availability The anonymized data generated during the experimentation sessions of this work is available through the Accessible-Rehab repository at https://github.com/AIR-Research-Group-UCLM/Accessible-Rehab. The repository also includes the source code related to the algorithms described in the article.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License, which permits any non-commercial use, sharing, 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 licence, and indicate if you modified the licensed material. You do not have permission under this licence to share adapted material derived from this article or parts of it. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence 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 licence, visit http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/.

References

Anderson A, Alexanders J, Addington C, Astill S (2019) The effects of unimanual and bimanual massed practice on upper limb function in adults with cervical spinal cord injury: a systematic review. Physiotherapy 105(2):200–213. https://doi.org/10.1016/j.physio.2018.10.003

Blaga AD, Frutos-Pascual M, Creed C, Williams I (2024) VR-Grasp: a human grasp taxonomy for virtual reality. Int J Hum Comput Interact. https://doi.org/10.1080/10447318.2024.2351719

Brown JA (2006) Recovery of motor function after stroke. Prog Brain Res 157:223–228. https://doi.org/10.1016/S0079-6123(06)57015-3

Buckingham G (2021) Hand tracking for immersive virtual reality: opportunities and challenges. Front Virtual Real 2:728461

Chang L-R, Anand P, Varacallo M (2024) Anatomy, shoulder and upper limb, glenohumeral joint. In: StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL). http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537018/

Cheng Y, Wang Y (2022) Shared virtual reality experiences during the COVID-19 pandemic: exploring the gratifications and effects of engagement with immersive videos. Int J Environ Res Public Health. https://doi.org/10.3390/ijerph19095056

Chrysanthakopoulou A, Kalatzis K, Michalakis G, Michalellis I, Moustakas K (2022) ArtScape: gamified virtual reality art exploration. In: 2022 IEEE Conference on virtual reality and 3d user interfaces abstracts and workshops (VRW), pp 902–903. https://doi.org/10.1109/VRW55335.2022.00302. https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9757469

Cluster of Health and Social Sciences, Singapore Institute of Technology, Singapore, Lo CN, Yeh T-T, Cluster of Health and Social Sciences, Singapore Institute of Technology, Singapore, Tan CT, Cluster of Infocomm Technology, Singapore Institute of Technology, Singapore, Tsang, EW, The Laboratory of Neuroscience for Education, Faculty of Education (2021) The University of Hong Kong, Hong Kong: a reliability and validity study on upper limb range of motion measurement using mobile sensor compared with goniometers. Iberoamerican J Med 3(3):227–233. https://doi.org/10.53986/ibjm.2021.0036

Dudley J, Yin L, Garaj V, Kristensson PO (2023) Inclusive Immersion: a review of efforts to improve accessibility in virtual reality, augmented reality and the metaverse. Virtual Real 27(4):2989–3020. https://doi.org/10.1007/s10055-023-00850-8

Finley M, Euiler E, Trojian T, Gracely E, Schmidt-Read M, Frye SK, Kallins M, Summers A, York H, Geigle PR (2020) Shoulder impairment and pain of individuals with newly acquired spinal cord injury compared to uninjured peers. Spin Cord Ser Cases 6:68. https://doi.org/10.1038/s41394-020-0318-1

Franz RL, Yu J, Wobbrock JO (2023) Comparing locomotion techniques in virtual reality for people with upper-body motor impairments. In: Proceedings of the 25th international ACM SIGACCESS conference on computers and accessibility. ASSETS '23. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp 1–15. https://doi.org/10.1145/3597638.3608394

Fujihara A, Ukimura O (2022) Virtual reality of three-dimensional surgical field for surgical planning and intraoperative management. World J Urol 40(3):687–696. https://doi.org/10.1007/s00345-021-03841-z

Golubović Š, Slavković S (2014) Manual ability and manual dexterity in children with cerebral palsy. Hippokratia 18(4):310

Herrera V, Vallejo D, Castro-Schez JJ, Monekosso DN, de Reyes A, Glez-Morcillo C, Albusac J (2023) Rehab-immersive: a framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation. SoftwareX 23:101412. https://doi.org/10.1016/j.softx.2023.101412

H. Hoppe A, Anken JK, Schwarz T, Stiefelhagen R, Van De Camp F (2020) CLEVR: a customizable interactive learning environment for users with low vision in virtual reality. In: Proceedings of the 22nd international ACM SIGACCESS conference on computers and accessibility. ASSETS '20: The 22nd International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility. Virtual Event Greece Publisher: ACM, pp 1–4. https://doi.org/10.1145/3373625.3418009 (**ISBN: 9781450371032**)

Hutson J, Fulcher B (2023) A virtual reality educational game for the ethics of cultural heritage repatriation. Games Cult 18(6):759–782. https://doi.org/10.1177/15554120221131724

Javaid M, Haleem A (2020) Virtual reality applications toward medical field. Clin Epidemiol Glob Health 8(2):600–605. https://doi.org/10.1016/j.cegh.2019.12.010

Juan M-C, Elexpuru J, Dias P, Santos BS, Amorim P (2022) Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation: comparing hand and controller interaction. Virtual Real. https://doi.org/10.1007/s10055-022-00722-7

Kalouaz A, Rooney B (2021) Virtual reality: towards universally accessible experiences

Kang HJ, Shin J-h, Ponto K (2020) A comparative analysis of 3D user interaction: how to move virtual objects in mixed reality. In: 2020 IEEE conference on virtual reality and 3d user interfaces (VR). IEEE, Atlanta, GA, USA, pp 275–284. https://doi.org/10.1109/VR46266.2020.00047. https://ieeexplore.ieee.org/document/9089474/

Kapandji A (2019) The physiology of the joints, vol. 1: the upper limb, 7th edn. Handspring, Singing Dragon, 123 S. Broad St., Ste 2750, Philadelphia, PA 19109. English, Paperback, p 368

Kim Y, Lee H (2022) Falling in love with virtual reality art: a new perspective on 3d immersive virtual reality for future sustaining art consumption. Int J Hum Comput Interact 38(4):371–382. https://doi.org/10.1080/10447318.2021.1944534

Lagos Rodriguez M, Garcia AG, Loureiro JP, Garcia TP (2022) Personalized virtual reality environments for intervention with people with disability. Electronics 11(10):1586. https://doi.org/10.3390/electronics11101586

Lee K-S, Zaman M, Hwang J (2022) Reduced muscle activity of the upper extremity in individuals with spinal cord injuries. Int J Environ Res Public Health 19(8):4708. https://doi.org/10.3390/ijerph19084708

Lim D, Hwang D, Cho KH, Moon C, Ahn SY (2020) A fully immersive virtual reality method for upper limb rehabilitation in spinal cord injury. Ann Rehabilit Med. https://doi.org/10.5535/arm.19181

Lin C-L, Chen S-J, Lin R (2020) Efficacy of virtual reality in painting art exhibitions appreciation. Appl Sci 10(9):3012. https://doi.org/10.3390/app10093012

Martin R, Silvestri J (2013) Current trends in the management of the upper limb in spinal cord injury. Curr Phys Med Rehabil Rep 1(3):178–186. https://doi.org/10.1007/s40141-013-0020-3

Martin JA, Ramsay J, Hughes C, Peters DM, Edwards MG (2015) Age and grip strength predict hand dexterity in adults. PLoS ONE 10(2):0117598. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0117598

Mateo S, Roby-Brami A, Reilly KT, Rossetti Y, Collet C, Rode G (2015) Upper limb kinematics after cervical spinal cord injury: a review. J Neuroeng Rehabil 12(1):9. https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-9

Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K (1985) Adult norms for the box and block test of manual dexterity. Am J Occup Ther 39(6):386–391. https://doi.org/10.5014/ajot.39.6.386

Mc Kittrick A, Desselle MR, Padilha Lanari Bo A, Zhang B, Laracy S, Tornatore G (2023) Patient experience in adjunct controller-free hand tracking virtual reality tasks for upper-limb occupational therapy rehabilitation. J Patient Exp 10:23743735231211984. https://doi.org/10.1177/23743735231211983

McGrath J (2015) Hand dexterity in neuronal disorders: a range of abilities. PLoS ONE 10(2):0117598
Meta: hand tracking. https://www.meta.com/en-gb/help/quest/articles/headsets-and-accessories/controllers-and-hand-tracking/hand-tracking/ Accessed 12 Apr 2024
Mott M, Cutrell E, Gonzalez Franco M, Holz C, Ofek E, Stoakley R, Ringel Morris M (2019) Accessible by design: an opportunity for virtual reality. In: 2019 ieee international symposium on mixed and augmented reality adjunct (ISMAR-Adjunct), pp 451–454. https://doi.org/10.1109/ISMAR-Adjunct.2019.00122. https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8951960
Othman A, Chemnad K, Hassanien A, Tlili A, Zhang C, Al-Thani D, Altinay F, Chalghoumi H, Al-Khalifa H, Obeid M, Jemni M, Al-Hadhrami T (2024) Accessible metaverse: a theoretical framework for accessibility and inclusion in the metaverse. Multimodal Technol Interact 8:21. https://doi.org/10.3390/mti8030021
Ambrosio AP, Fidalgo MI (2020) Past, present and future of virtual reality: analysis of its technological variables and definitions. Cult Hist Digit J. https://doi.org/10.3989/chdj.2020.010
Petrizzo I, Mikellidou K, Avraam S, Avraamides M, Arrighi R (2023) Reshaping the peripersonal space in virtual reality. https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3101264/v1
Phelan I, Furness PJ, Dunn HD, Carrion-Plaza A, Matsangidou M, Dimitri P, Lindley S (2021) Immersive virtual reality in children with upper limb injuries: findings from a feasibility study. J Pediatr Rehabilit Med 14(3):401–414. https://doi.org/10.3233/PRM-190635
Pietroszek K (2018) Raycasting in virtual reality. In: Lee N (ed) Encyclopedia of computer graphics and games. Springer, Cham, pp 1–3. https://doi.org/10.1007/978-3-319-08234-9_180-1
Postolache O, Hemanth DJ, Alexandre R, Gupta D, Geman O, Khanna A (2021) Remote monitoring of physical rehabilitation of stroke patients using IoT and virtual reality. IEEE J Sel Areas Commun 39(2):562–573. https://doi.org/10.1109/JSAC.2020.3020600
RajKumar A, Vulpi F, Bethi SR, Wazir HK, Raghavan P, Kapila V (2020) Wearable inertial sensors for range of motion assessment. IEEE Sens J 20(7):3777–3787. https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2960320
Soliman M, Pesyridis A, Dalaymani-Zad D, Gronfula M, Kourmpetis M (2021) The application of virtual reality in engineering education. Appl Sci 11(6):2879. https://doi.org/10.3390/app11062879
Soomal HK, Poyade M, Rea PM, Paul L (2020) Enabling more accessible MS rehabilitation training using virtual reality. Adv Exp Med Biol 1262:95–114. https://doi.org/10.1007/978-3-030-43961-3_5
Tokgöz P, Wähnert D, Elsner A, Schack T, Cienfuegos Tellez MA, Conrad J, Vordemvenne T, Dockweiler C (2023) Virtual reality for upper extremity rehabilitation-a prospective pilot study. Healthcare 11(10):1498. https://doi.org/10.3390/healthcare11101498
Using apple vision pro for advanced interaction. Accessed 15 Apr 2023. https://support.apple.com/en-us/117741
Valente L, Feijó B, Ribeiro A, Clua E (2016) The concept of pervasive virtuality and its application in digital entertainment systems. In: Wallner G, Kriglstein S, Hlavacs H, Malaka R, Lugmayr A, Yang H-S (eds) Entertainment computing—ICEC 2016. Springer, Cham, pp 187–198. https://doi.org/10.1007/978-3-319-46100-7_16
Venkatesan M, Mohan H, Ryan JR, Schürch CM, Nolan GP, Frakes DH, Coskun AF (2021) Virtual and augmented reality for biomedical applications. Cell Rep Med 2(7):100348. https://doi.org/10.1016/j.xcrm.2021.100348
Vlahovic S, Suznjevic M, Skorin-Kapov L (2022) A framework for the classification and evaluation of game mechanics for virtual reality games. Electronics 11(18):2946. https://doi.org/10.3390/electronics11182946
Wang X, Fu Y, Ye B, Babineau J, Ding Y, Mihailidis A (2022) Technology-based compensation assessment and detection of upper extremity activities of stroke survivors: systematic review. J Med Internet Res 24(6):34307. https://doi.org/10.2196/34307
Wazir HK, Gaikwad K, Kapila V (2022) Range of motion assessment using a digital voice assistant. In: 2022 44th annual international conference of the IEEE engineering in medicine & biology society (EMBC), pp 2577–2580. https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9870888. (**ISSN: 2694-0604**)
Xiao B, Chen L, Zhang X, Li Z, Liu X, Wu X, Hou W (2022) Design of a virtual reality rehabilitation system for upper limbs that inhibits compensatory movement. Med Nov Technol Devices 13:100110. https://doi.org/10.1016/j.medntd.2021.100110
Ying T, Tang J, Ye S, Tan X, Wei W (2022) Virtual reality in destination marketing: telepresence, social presence, and tourists' visit intentions. J Travel Res 61(8):1738–1756. https://doi.org/10.1177/00472875211047273

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

5.2 Otros artículos publicados en revistas científicas indexadas

En esta sección se incluyen los artículos publicados en revistas científicas indexadas, que no forman parte del compendio pero que se encuentran enmarcados dentro de la línea de investigación de la presente tesis. En esta sección se han excluido aquellas publicaciones que no están estrechamente relacionadas con el tema de la tesis. La Tabla 5.2 contiene los datos más relevantes de cada una de las cinco publicaciones, de las cuales pertenecen a los cuartiles Q2 y Tercer cuartil (Q3).

Tabla 5.2: *Tabla resumen de artículos publicados en revistas científicas indexadas y que no forman parte del compendio de la tesis. Se incluye información sobre la revista, editorial, año, IF y cuartil al que pertenece la publicación.*

Artículo	Revista	Editorial	Año	IF	Cuartil
[4]	Multimedia Tools and Applications	Springer	2024	2.3	Q2
[68]	Progress in Artificial Intelligence	Springer	2025	2.0	Q3
[67]	Information	MDPI AG	2025	2.4	Q3
[36]	IEEE Access	IEEE	2025	3.4	Q2

Innovative Haptic-Based System for Upper Limb Rehabilitation in Visually Impaired Individuals

- **Autores:**J. Albusac, V. Herrera, S. Schez-Sobrino, R. Grande, D. N. Monekosso, D. Vallejo.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** Multimedia Tools and Applications.
- **Editorial:** Springer.
- **ISSN:** 1573-7721 (impresa), 1573-7721 (online).
- **Volumen/Número:** 83(21).
- **Páginas:** 60537–60563.
- **Año:** 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.1007/s11042-023-17892-4
- **Categoría:** Computer Science, Information Systems.
- **Cuartil (2023):** Q2.
- **Factor de Impacto (2023):** 2.3.
- **Factor de Impacto a 5 años (2023):** 2.5.
- **Figuras relacionadas** : Figura 5.2, Figura 5.3.
- **Resumen:** The integration of technology in healthcare has revolutionized physical rehabilitation of patients affected by neurological conditions, such as spinal cord injuries and strokes. However, a significant gap remains in addressing the needs of the visually impaired, as most current solutions are visually-centric. This paper presents a novel haptic-based system tailored for the visually impaired that aims to bridge this gap in upper limb rehabilitation. The system is underpinned by a multi-layer architecture that allows both patient guidance

during rehabilitation and the definition and analysis of exercises by the therapist. The architecture design includes functionality to track the user's body by means of natural user interfaces, to register the user's movement, and to guide them through the vibrations of the haptic glove or through voice commands. Thus, the proposed solution empowers visually impaired individuals to perform therapist-defined hand exercises autonomously, fostering independence and optimizing therapeutic resources. The system captures detailed kinematic data, offering therapists a comprehensive insight into the patient's exercise execution. To assess the system's functionality, a pilot trial was conducted. This study also allowed us to compare the similarity of exercise performance under vibration-based guidance to the exercises defined by the therapist with that of verbal guidance. The results highlighted a significant increase in similarity to therapist-defined exercises when using the vibration-based guidance facilitated by the designed haptic glove.

- **Relación con la tesis:** este artículo contribuye al estudio del estado del arte (O1), analizando el uso de RV en el campo de la rehabilitación. En concreto, se diseña guante con retroalimentación háptica-auditiva (O4). Su arquitectura multicapa facilita la integración de módulos independiente teniendo en cuenta el registro de datos cinemáticos (O2.1.3).

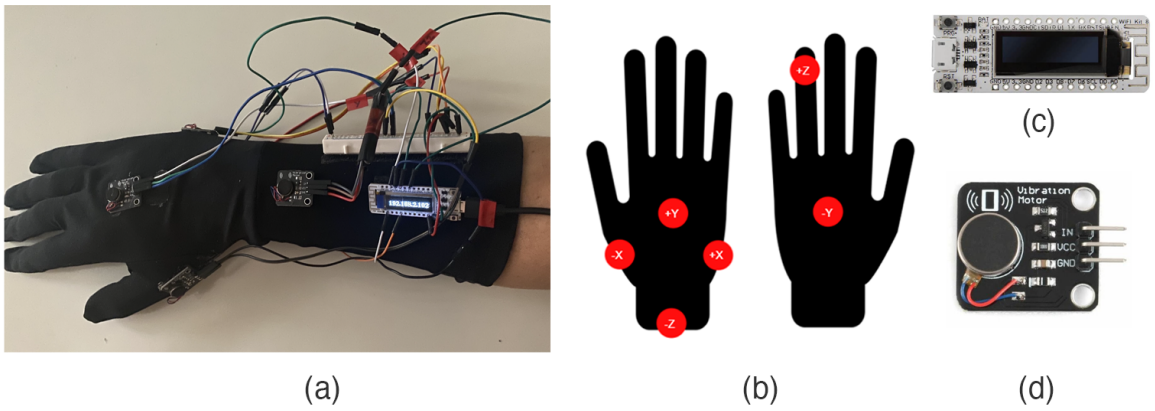


Figura 5.2: *a) Fotografía de los guantes colocados en la mano y brazo de un paciente. b) Ubicación de los vibradores en diferentes partes de la mano. También se indica el eje (X, Y, Z) en el espacio donde se espera el movimiento. c) Microcontrolador ESP8266 con pantalla OLED integrada. d) Motor para producir vibración.*

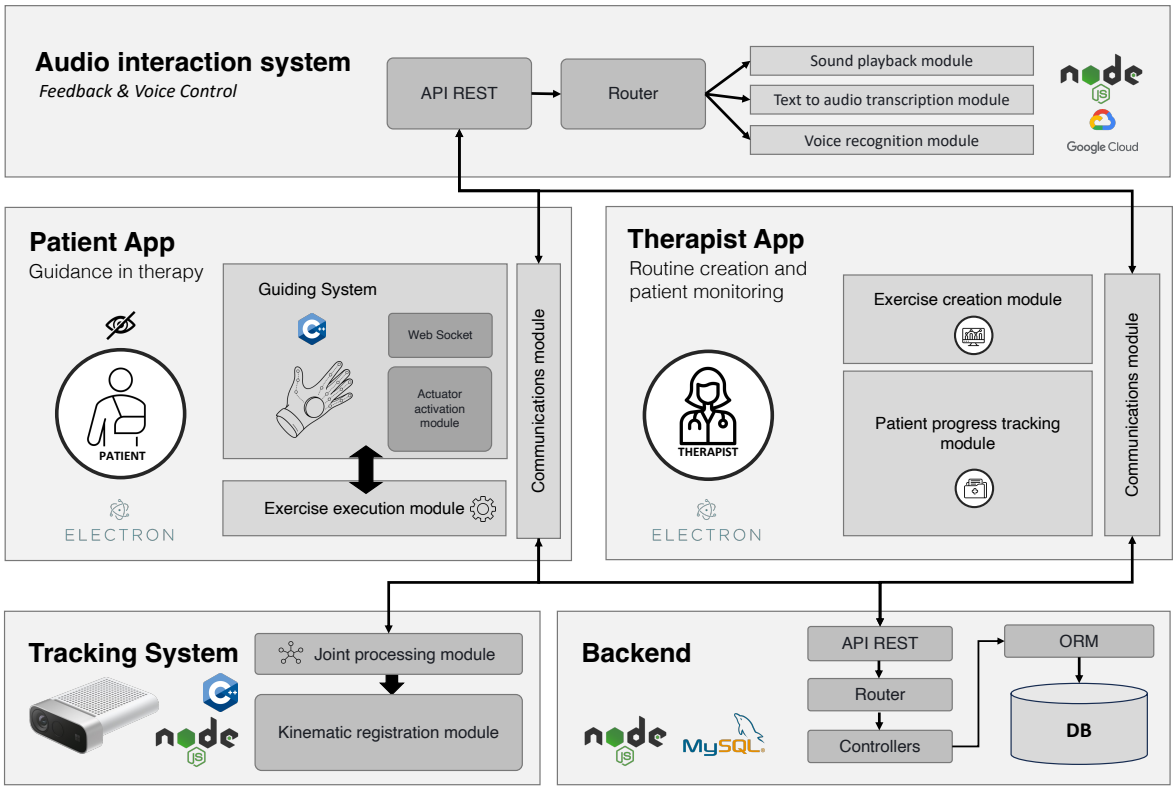


Figura 5.3: Arquitectura general multicapa que sustenta el sistema propuesto. La capa más baja se centra en el registro de datos cinemáticos y su almacenamiento persistente en la base de datos, con la posibilidad de exportarlos a archivos CSV. En el nivel intermedio se encuentran las aplicaciones para el paciente y el terapeuta. Estas aplicaciones permiten al terapeuta definir ejercicios y a los pacientes reproducirlos. Finalmente, el sistema de interacción por audio permite a las personas con discapacidad visual controlar el sistema sin ayuda externa y recibir retroalimentación durante la ejecución de los ejercicios.

Explainable AI-driven decision support system for personalizing rehabilitation routines in stroke recovery

- **Autores:** S. Martínez-Cid, D. Vallejo, V. Herrera, S. Schez-Sobrino, J. J. Castro-Schez, J. Albusac.
- **Tipo:** artículo de revista
- **Revista:** Progress in Artificial Intelligence.
- **Editorial:** Springer.
- **ISSN:** 2192-6352 (impresa), 2192-6360 (online).
- **Año:** 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.1007/s13748-024-00357-6
- **Categoría** Computer Science, Artificial Intelligence.
- **Cuartil (2023):** Q3.
- **Factor de Impacto (2023):** 2.8.
- **Factor de Impacto a 5 años. (2023):** 3.1.
- **Figuras relacionadas** : Figura 5.5, Figura 5.4.

- **Resumen:** The technological revolution driven by advancements in Artificial Intelligence (AI) is radically transforming various sectors, with healthcare among the most positively impacted. This article is situated within the context of such transformation, highlighting the contribution of AI in supporting professionals dedicated to the physical rehabilitation of stroke survivors. Our study focuses on the design of a Decision Support System (DSS) integrated within a comprehensive remote rehabilitation framework, consisting of two interconnected applications: one for the therapist, designed to define routines and monitor patients, and another for the patient, enabling autonomous rehabilitation exercises at home. This DSS employs fuzzy logic, significantly enhancing its scalability and interpretability. We propose a system capable of automatically suggesting personalized adjustments to a patient's rehabilitation routine based on their performance. Our approach can offer physiotherapists considerable time savings by automating routine adjustments, thereby allowing them to allocate more attention to personalized patient care and complex case analysis. Furthermore, this system incorporates principles of Artificial Intelligence (XAI), providing justifications for its suggestions. This affords therapists a stronger basis for validating or rejecting the proposed modifications by the artificial system. The paper presents a case study where a stroke patient's rehabilitation routine is automatically adjusted by the system, demonstrating the applicability and benefits of our approach. The routine generated by the artificial system is compared with the routine that a physiotherapist could potentially assign and modify manually when monitoring the progress of a stroke patient. Finally, the findings of a preliminary evaluation with patients and therapists in a hospital are also discussed.
- **Relación con la tesis:** este artículo abarca varios objetivos parciales planteados en la tesis. En concreto, se parte de una revisión del estado del arte sobre el uso de entornos de RV en rehabilitación e identificando barreras relacionadas con la accesibilidad y la aceptación de los sistemas actuales (O1.3). Se propone una solución que permite ajustar la dificultad de los ejercicios a las capacidades individuales del paciente (O3.1), integrando un sistema basado en IA para la detección de compensaciones no deseadas (O4.4). Finalmente, se realiza una validación del enfoque propuesto mediante pruebas piloto, evaluando su aceptación y utilidad en un entorno clínico real (O5).

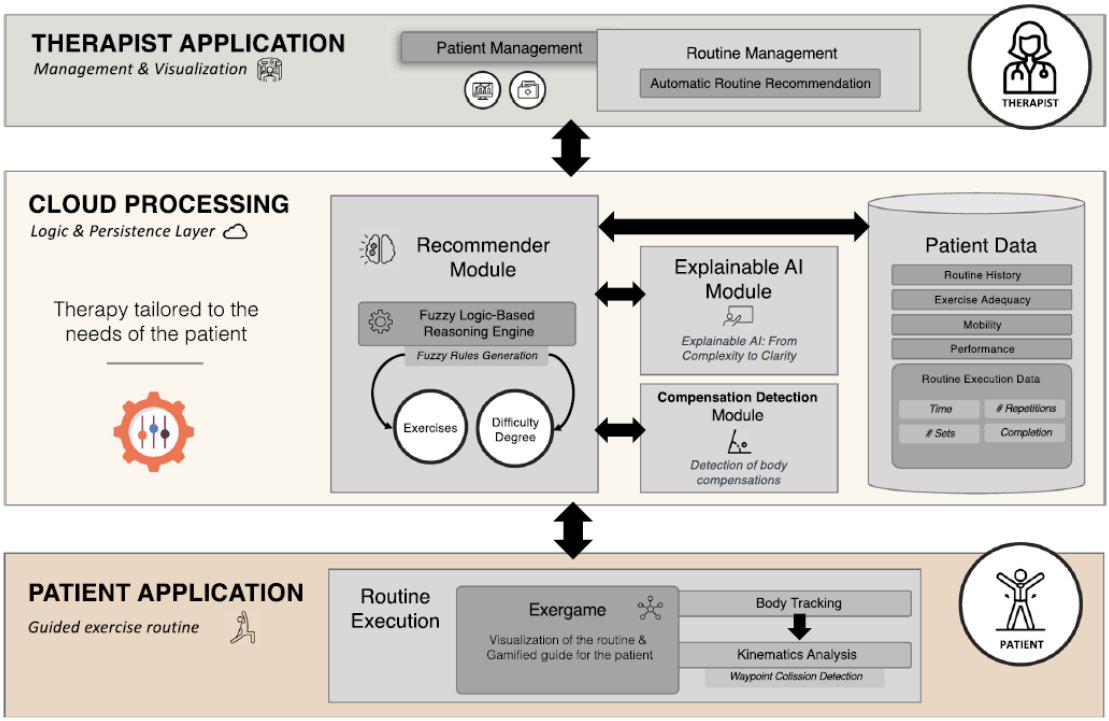


Figura 5.4: Visión general, a alto nivel, de la arquitectura propuesta.



Figura 5.5: Fotografías y capturas de pantalla tomadas durante la sesión de evaluación preliminar.

An Adaptive Fatigue Detection Model for Virtual Reality-Based Physical Therapy

- **Autores:** S.Martínez-Cid, Sergio, E. Mohamed, V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, D. Vallejo.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** Information.
- **Editorial:** MDPI.
- **ISSN:** 2078-2489.
- **Año:** 2025.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.3390/info16020148
- **Categoría:** Computer Science, Information Systems.
- **Cuartil (2023):** Q3.
- **Factor de Impacto a 5 años(2023):** 2.6.
- **Figuras relacionadas** : Figura 5.6, Figura 5.7
- **Resumen:** This paper introduces a fatigue detection model specifically designed for immersive virtual reality (VR) environments, aimed at facilitating upper limb rehabilitation for individuals with spinal cord injuries (SCIs). The model's primary application centers on the Box-and-Block Test, providing healthcare professionals with a reliable tool to monitor patient progress and adapt rehabilitation routines. At its core, the model employs data fusion techniques via ordered weighted averaging (OWA) operators to aggregate multiple metrics captured by the VR rehabilitation system. Additionally, fuzzy logic is employed to personalize fatigue assessments. Therapists are provided with a detailed classification of fatigue levels alongside a video-based visual representation that highlights critical moments of fatigue during the exercises. The experimental methodology involved testing the fatigue detection model with both healthy participants and patients, using immersive VR-based rehabilitation scenarios and validating its accuracy through self-reported fatigue levels and therapist observations. Furthermore, the model's scalable design promotes its integration into remote rehabilitation systems, highlighting its adaptability to diverse clinical scenarios and its potential to enhance accessibility to rehabilitation services.
- **Relación con la tesis:** el artículo contribuye al desarrollo de esta tesis en varios aspectos. Realiza una revisión del estado del arte (O1.1), identificando barreras de accesibilidad y aceptación detectadas en soluciones previas (O1.3), para proponer un modelo de detección de fatiga no intrusivo. Para ello se basa únicamente en los datos recogidos durante las sesiones de terapia en RVI. Este modelo permite adaptar el nivel de exigencia del ejercicio a las capacidades del usuario, facilitando así su evolución terapéutica (O3.1). Asimismo, se integran elementos de interfaz accesible para facilitar la interacción autónoma del paciente (O4.1). La propuesta ha sido validada experimentalmente mediante el análisis de datos cinemáticos obtenidos con participantes sanos en un entorno controlado, lo que permite valorar su aplicabilidad futura en contextos clínicos reales (O5.2).

Variable	Data Type	Range of Values	Description
Frame number	Integer	0 to n	The frame number at the start of the exercise
Time	Float	0 to n seconds	The time measured in seconds
Head position	Vector	x, y, z coordinates	3D position of HMD in space
Head rotation	Vector	x, y, z coordinates	Head rotation value in every direction
Hand detection	Boolean	True or false	Detection of hand (detected or undetected)
High confidence	Boolean	True or false	Confidence hand tracking; if true, then the confidence level is high
Hand position	Vector	x, y, z coordinates	3D position of hand in space
Hand rotation	Vector	x, y, z coordinates	Hand rotation value in every direction
Hand velocity	Vector	x, y, z coordinates	Hand velocity value in every direction
Wrist twist force	Float	0 to 360	Degree of hand rotation relative to the wrist
Pinch detection	Boolean	True or false	Detection of a pinch
Palmar grasp detection	Boolean	True or false	Detection of a palmar grasp
Autogrip	Boolean	True or False	Autogrip mode
Strength	Float	0 to 1	Strength value from thumb to each finger and from palm to each finger
Grab identifier	String	36 bytes identifier	Identifier for the box being grabbed at each moment
Moved correctly	Boolean	True or False	The user moved the box correctly

Figura 5.6: *Datos capturados por el modelo para la detección de la fatiga a través de Meta Quest 3.*

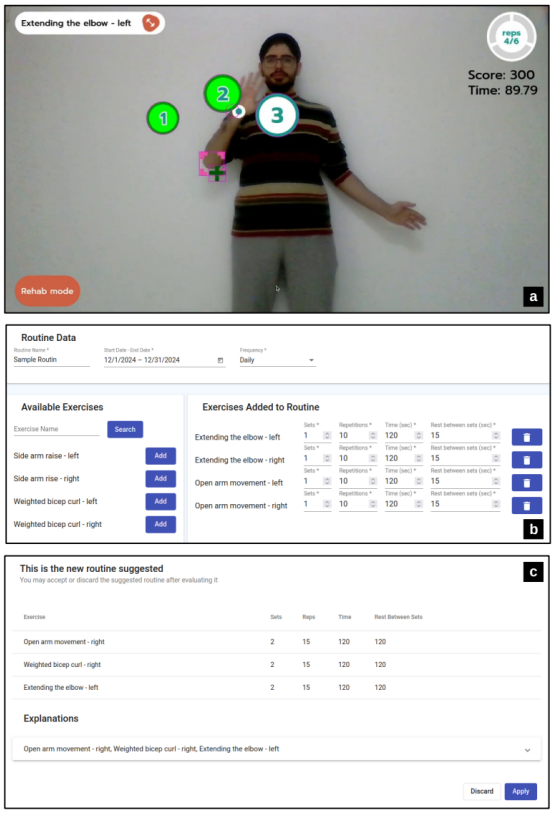


Figura 5.7: *Interfaz de usuario del sistema en el que se integró el módulo de fatiga. (a) Captura de pantalla del sistema en funcionamiento. (b) Datos rutinarios del paciente. (c) Información rutinaria sugerida automáticamente por el sistema.*

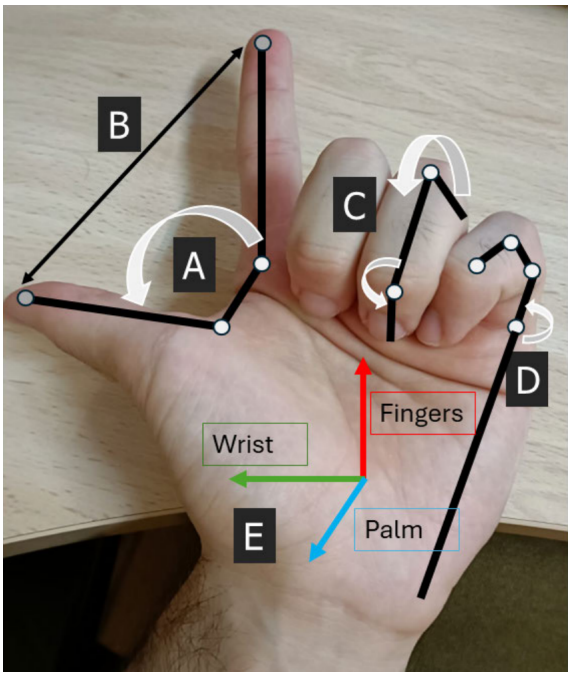
Enhancing Hand Interactions and Accessibility in Virtual Reality Environments for Users With Motor Disabilities: A Practical Case Study on VR-Shopping

- **Autores:** R. Grande, J. Albusac, V. Herrera, D. N. Monekosso, A. de los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez.
- **Tipo:** artículo de revista.
- **Revista:** IEEE Access.
- **Editorial:** Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).
- **ISSN:** 2169-3536.
- **Año:** 2025.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.1109/ACCESS.2025.3549527
- **Categoría:** Computer Science, Software Engineering.
- **Factor de Impacto(2023):** 3.4
- **Factor de Impacto a 5 años(2023):** 3.7
- **Ranking JCR:** Q2
- **Figura relacionada**: Figura 5.8
- **Resumen:** Over the past decade, Virtual Reality (VR) has achieved significant advancements in both quality and accessibility of its devices, particularly with VR headsets that offer an enhanced immersive experience at a reduced cost. This improvement is not only in graphical fidelity but also in interactivity within virtual environments, highlighted by advancements in tracking systems that allow direct manipulation with hands-free of external devices. However, these technologies are not fully adapted for use by individuals with motor disabilities in their arms and hands. This study addresses the ethical and moral obligation to make VR accessible to all users by proposing specific adaptations to the manual interaction mechanisms. Focusing on VR e-commerce as a use case, which is anticipated to revolutionize the shopping experience in the coming years, this study explores a scenario where users need to navigate and manipulate virtual products to examine and make purchase decisions. The experimental phase was conducted in a real-world setting at the Hospital Nacional de Parapléjicos in Toledo (HNPT), involving patients with spinal cord injuries and motor limitations. The results demonstrate that the adapted interactions not only enable users to perform tasks that are impossible with conventional mechanisms but also reduce the time and effort required to complete these tasks. Specifically, completion times achieved by users increased up to 91,6 %. Also, the number of tasks completed highly increased in comparison with unadapted interactions. We elaborate an Effort Degree (ED) formula with various data items based on hand movements, that demonstrated that adapted interactions.
- **Relación con la tesis:** este artículo contribuye a varios de los objetivos parciales de la tesis. En primer lugar, identifica barreras de accesibilidad y adaptabilidad en soluciones actuales, proponiendo mecanismos de interacción manuales alternativos diseñados específicamente para usuarios con movilidad reducida (O1.3). Asimismo, analiza la dificultad y ejecución de tareas específicas, lo que permite adaptar su nivel de exigencia según las capacidades del usuario (O3.1), y recopila datos cinemáticos y de interacción obtenidos durante el uso del sistema (O3.4). En cuanto al diseño, presenta interfaces y formas

de interacción accesibles y personalizadas para cada tipo de usuario (O4.1). Finalmente, el estudio incluye una validación mediante usuarios reales con LME, lo que permite evaluar la aceptación y aplicabilidad de la solución propuesta (O5.1).



(a) *Capturas de pantalla que muestran gestos de interacción de tipo agarre con el entorno virtual: (A) acercamiento de la mano a un objeto interactuable, (B) agarre de un objeto, (C) agarre a dos manos y (D) escalado usando ambas manos.*



(b) *Gesto de la mano izquierda en forma de L que permite el teletransporte mediante arco, con parámetros de reconocimiento del SDK de Meta.*

Figura 5.8: *Gestos manuales utilizados para la interacción con el entorno virtual, contenidas en el trabajo Enhancing Hand Interactions and Accessibility in Virtual Reality Environments for Users With Motor Disabilities: A Practical Case Study on VR-Shopping. (a) Interacción de tipo agarre con objetos virtuales. (b) Teletransporte mediante gesto con forma de L.*

5.3 Congresos nacionales e internacionales

Junto con los artículos publicados en revistas JCR, durante el desarrollo de la presente tesis se han realizado publicaciones y exposiciones en congresos nacionales e internacionales. Este capítulo recoge un resumen de todas ellas, destacando los datos más relevantes.

5.3.1 Congresos nacionales

A continuación, se detallan las publicaciones y presentaciones realizadas en congresos nacionales entre los años 2022 y 2024. Para mayor claridad, la tabla

Tabla 5.3 recoge un resumen de todas ellas.

Tabla 5.3: *Publicaciones en actas de congresos nacionales. Se indica referencia bibliográfica, título, congreso y año.*

Cita	Título	Congreso	Año
[21]	Realidad Virtual Inmersiva para Rehabilitación del Miembro Superior en Patología Neurológica	CASEIB	2022
[45]*	Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores	CASEIB	2023
[11]	Cinemática del Movimiento del Miembro Superior durante una Tarea Funcional Realizada en Entorno Virtual y Entorno Físico Real en Población Sana y con Lesión Medular Cervical	CASEIB	2023
[2]	Mejora de la Función de los Miembros Superiores mediante Realidad Virtual: Enfoques en Rehabilitación y Rendimiento Deportivo	AIPO (CEDI)	2024
[35]	Adaptation of Interaction Mechanisms in Virtual Reality Shopping Environments for People with Upper Limb Motor Difficulties	CEIG (CEDI)	2024
[47]*	Dynamic Adjustment of Interactive Objects in Virtual Environments for Upper Limb Rehabilitation: A Patient-Centred Solution	CEIG (CEDI)	2024
[85]	Valoración de la métrica Smoothness en terapias virtuales inmersivas del miembro superior: estudio de viabilidad	CASEIB	2024

* Primera autora.

Realidad Virtual Inmersiva para Rehabilitación del Miembro Superior en Patología Neurológica

- **Autores:** A. de los Reyes-Guzmán, V. Herrera Tirado, R. Perales Gómez, S. Ceruelo Abajo, J. Albusac, C. Glez-Morcillo.
- **Tipo:** congreso nacional.
- **Congreso:** XL Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2022).
- **Lugar:** Valladolid, España.
- **Fecha:** noviembre de 2022.
- **Resumen:** Actualmente, hay un interés creciente en el uso de tecnología en el campo de la neurorrehabilitación con el objetivo de cuantificar y generar conocimiento sobre los trastornos sensorimotores derivados de enfermedades neurológicas, dada su capacidad como herramienta terapéutica. Estas patologías producen con frecuencia discapacidades duraderas que afectan la calidad

de vida y participación social del paciente. En este contexto, se hace necesario extender el proceso rehabilitador más allá del entorno hospitalario, incorporando tecnologías de bajo coste que puedan ser utilizadas en el domicilio. Esta contribución presenta un prototipo software basado en aplicaciones virtuales manipuladas mediante tecnología accesible, diseñado para mejorar la destreza manipulativa de los miembros superiores en pacientes neurológicos. El trabajo se enmarca en el proyecto REHAB-IMMERSIVE, que propone el desarrollo de una plataforma de Realidad Virtual Inmersiva orientada a la rehabilitación motora de estos pacientes, promoviendo su integración progresiva en programas terapéuticos.

Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores

- **Autores:** V. Herrera, J. Albusac, C. Glez-Morcillo, R. Perales, L. Blanco, S. Ceruelo, V. Lozano, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** congreso nacional.
- **Congreso:** XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2023).
- **Lugar:** Cartagena, España.
- **Fecha:** noviembre de 2023.
- **Resumen:** Las aplicaciones de Realidad Virtual están en auge en el contexto de la rehabilitación de patologías neurológicas y es necesario abordar estudios para conocer el nivel de aceptación de los usuarios, en este caso pacientes con Lesión Medular. Se ha desarrollado un cuestionario exhaustivo formado por 40 preguntas para recoger el nivel de satisfacción y aceptación del usuario comparando la aplicación virtual del Box and Block en su versión inmersiva y no inmersiva. En el estudio participaron 6 sujetos sanos y 6 pacientes con LME. Se obtuvieron diferencias entre ambos entornos virtuales y la ausencia de efectos adversos relacionados con la RV se convierte en un factor fundamental para su aplicación en terapias de rehabilitación..

Cinemática del movimiento del miembro superior durante una tarea funcional realizada en entorno virtual y entorno físico real en población sana y con lesión medular cervical

- **Autores:** L. Blanco, V. Herrera, R. Perales, M. Alcobendas, S. Ceruelo, V. Lozano, J. Albusac, C. Glez-Morcillo, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** congreso nacional.
- **Congreso:** XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2023).
- **Lugar:** Cartagena, España.
- **Fecha:** noviembre de 2023.
- **Resumen:** Hay un interés creciente en nuevas terapias por medio de tecnología, como la realidad Virtual (RV). La RV ofrece un gran potencial para mejorar la función motora de miembro superior (MS) en paciente neurológicos. No

obstante, se desconoce acerca de las características de los patrones de movimiento ejecutados en entornos virtuales en contexto rehabilitador. Por ello, este estudio analiza las características cinemáticas de los movimientos de MS durante la ejecución de una tarea funcional, el test clínico Box and Block (BBT), en pacientes con lesión medular (LM) cervical y en población sana en entornos virtuales inmersivos (3D), no inmersivos (2D) y en el entorno físico real. El análisis principal se centra en comparar la cinemática de los pacientes con la de los sujetos sanos para conocer la funcionalidad global del MS durante la ejecución del BBT en los tres entornos de experimentación. Para ello se estudian medidas relativas al desempeño de la tarea y medidas relativas al patrón de movimiento. Finalmente, existen diferencias entre los patrones cinemáticos ejecutados en el BBT de entorno real y los de RV. En ambas poblaciones existen diferencias en los rangos de movimiento (ROM) articular de codo y muñeca. En pacientes con LM, además, varían el ROM de hombro y el desplazamiento de tronco. En ambos grupos, la velocidad y suavidad disminuyen en entornos de RV respecto al entorno físico real. La longitud de trayectoria aumenta en sanos en el entorno de RV 3D, mientras que, en el caso de pacientes con LM, disminuye.

Mejora de la Función de los Miembros Superiores mediante Realidad Virtual: Enfoques en Rehabilitación y Rendimiento Deportivo

- **Autores:** J. Albusac, V. Herrera, E. Angulo, J.J. Castro-Schez, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** congreso nacional.
- **Congreso:** AIPO 2024, Congreso Español de Informática.
- **Lugar:** A Coruña, España.
- **Fecha:** junio de 2024.
- **Resumen:** En la última década, la Realidad Virtual (RV) ha experimentado un notable impulso con el apoyo directo de los gigantes tecnológicos como Meta, Google, Apple o Microsoft, que han lanzado al mercado modelos evolucionados de visores RV, junto con APIs que simplifican el desarrollo de aplicaciones. Esto ha propiciado el surgimiento de numerosas investigaciones en diversos campos donde la RV ofrece un entorno ideal de experimentación controlado, entre los que se incluyen el ámbito deportivo y el de la rehabilitación. En este estudio, presentamos un juego serio basado en RV que recrea el entrenamiento de porteros de balonmano. La propuesta ha sido probada en dos escenarios reales: el club BM Pozuelo de Calatrava, con vistas a ofrecer entrenamientos complementarios en búsqueda de correcciones técnicas del deportista, mejora de rendimiento y posibilidad de recuperación de lesiones; y el Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, con un enfoque orientado a la rehabilitación de los miembros superiores en pacientes con daños en la médula espinal. Los resultados preliminares indican que nuestra propuesta es prometedora para alcanzar estos objetivos y provee una herramienta útil para la recolección de datos cinemáticos, facilitando un análisis objetivo por parte de entrenadores y terapeutas.

Adaptation of Interaction Mechanisms in Virtual Reality Shopping Environments for People with Upper Limb Motor Difficulties

- **Autores:** R. Grande, V. Herrera, C. Glez-Morcillo, A. de los Reyes-Guzmán, J.J. Castro-Schez, J. Albusac.
- **Tipo:** congreso Nacional (con participación internacional).
- **Congreso:** CEIG 2024, Spanish Computer Graphics Conference.
- **Lugar:** A Coruña, España.
- **Fecha:** septiembre de 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.2312/CEIG.20241143
- **Resumen:** In recent years, there has been research and exploration into the development of new shopping experiences within the field of electronic commerce (e-commerce). One of the technologies that can offer a more immersive shopping experience is Virtual Reality (VR). Retail giants such as Amazon and Alibaba Group have begun to use it. The technological advancement of VR, motivated by its use in various domains like e-commerce, has driven the development of software tools like APIs which allow developers to easily develop applications for these devices. One of the latest technologies included in recent VR headsets is hand tracking, which allows users to use their own hands as an input method to interact with the virtual environment. However, software tools for the development of VR applications are not fully adapted to include accessibility options for people with motor difficulties in their bodies, making it very difficult for these people to use this technology with both controllers and hand tracking. To promote accessibility options in the use of VR shopping environments, this study presents the adaptation of a set of interaction mechanisms, among which we highlight: automatic object grabbing, release of grabbed objects, navigation through the environment, attraction of distant objects, and interaction with the shopping cart. These adaptations were made using Meta's API for Meta Quest devices as a base. The adapted environment has been tested by healthy students from the faculty and one of them with reduced mobility in the left half of his body after suffering a stroke. In this paper, we present the feedback provided by the volunteers, as well as the verification that these interaction mechanisms meet our expectations. This is an essential previous step to carry out a planned experimental session with patients with spinal cord injuries and therapists at the National Hospital for Paraplegics in Toledo (HNPT).

Dynamic Adjustment of Interactive Objects in Virtual Environments for Upper Limb Rehabilitation: A Patient-Centred Solution

- **Autores:** V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, A. de los Reyes-Guzmán, C. Glez-Morcillo.
- **Tipo:** congreso nacional.
- **Congreso:** CEIG 2024, Spanish Computer Graphics Conference.
- **Lugar:** A Coruña, España.
- **Fecha:** junio de 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.2312/ceig.20241142

- **Resumen:** Virtual reality (VR) is a promising technology that offers physical and emotional benefits for traditional rehabilitation. However, interaction with the virtual environment can be an obstacle for patients with reduced mobility, and even more so in the case of VR-based rehabilitation, where the movements required in traditional rehabilitation have to be simulated. This difficulty highlights the need to adapt the virtual environment to the capabilities of each patient. In this study, we present a novel system designed to automatically adjust the positioning of objects within the VR environment. The system, based on data from a previous calibration, is aimed at upper limb rehabilitation, especially in patients with cervical spinal cord injury (cSCI). It incorporates algorithms capable of detecting and relocating virtual objects used in various rehabilitation exercises, ensuring better localisation within the virtual space. The main objective of this system is to improve the effectiveness of rehabilitation treatment, while facilitating adaptation to individual patient needs and exercise characteristics. Preliminary results from a pilot test with healthy subjects are promising and support the efficacy of this system, laying a solid foundation for its implementation in patients with cSCI.

Valoración de la métrica Smoothness en terapias virtuales inmersivas del miembro superior: estudio de viabilidad

- **Autores:** S. Pacheco, V. Herrera, R. Perales, S. Ceruelo, J. Jiménez, C. Glez-Morcillo, A. de los Reyes Guzmán.
- **Tipo:** congreso Nacional.
- **Congreso:** XLII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2024).
- **Lugar:** Sevilla, España.
- **Fecha:** noviembre de 2024.
- **Nota:** Póster presentado en el congreso CASEIB 2024.
- **Resumen:** Actualmente, la Realidad Virtual (RV) ofrece un gran potencial para mejorar la función motora del miembro superior (MS) en pacientes neurológicos y para obtener variables cuantitativas que permitan valorar al paciente de forma objetiva. El objetivo de este estudio piloto es analizar la suavidad del movimiento mediante una tarea funcional en entorno virtual inmersivo con Oculus Quest 2, en la que los participantes siguen una trayectoria predefinida. Se evalúa el trazo en tres tamaños distintos. Participan 6 sujetos (3 sanos y 3 con lesión medular cervical C4-C6, AIS). Se analizan el número de picos en el perfil de velocidad, la velocidad media y la longitud de la trayectoria. Los resultados indican que los pacientes con LM presentan un mayor número de picos en la figura pequeña, trayectorias más largas y menor velocidad media. Se plantea ampliar la muestra para confirmar estos hallazgos.

5.3.2 Congresos internacionales

En este apartado, se recogen las publicaciones y presentaciones realizadas en congresos internacionales entre los años 2023 y 2025. Para mayor clari-

dad, la tabla Tabla 5.4 resume las principales referencias bibliográficas, títulos, conferencias, años y categorías.

Tabla 5.4: *Publicaciones en actas de congresos internacionales. Se indica referencia bibliográfica, título, conferencia, año y categoría.*

Cita	Título	Conferencia	Año	Categoría
[44]*	Performance Analysis for Upper Limb...	ICEIS	2023	C[1] / B1[2]
[43]*	Rehab-Immersive: Improving ...	ISMAR (IEEE)	2023	A[1] / A2[2]
[66]	Decision Support System for...	HC@AIxIA	2023	Scopus[3]
[32]	An AI-Based Remote ...	EAI CAIP	2024	Scopus[3]
[3]	Virtual Reality-Based Adapted...	ICEIS	2024	C[1] / B1[2]
[48]*	Advanced VR Calibration ...	ICEIS	2024	C[1] / B1[2]
[30]	Fatigue Detection Model for...	NiDS	2024	Scopus[3]
[84]	The Role of Technology in ...	ICNR	2024	Scopus[3]
[5]	VR-ADAPT: An Immersive ...	ICEIS	2025	C[1] / B1[2]

* Primera autora y presentación realizada por la primera autora

[1] CORE / ERA Conference Ranking 2023: ICEIS = C, ISMAR = A. Fuente: http://www.conferenceranks.com (Última consulta, abril de 2025)

[2] Qualis CAPES Brasil: ICEIS = B1, ISMAR = A2. Fuente: http://www.conferenceranks.com Última consulta, abril de 2025)

[3] Indexado en Scopus. No clasificados en CORE ni en Qualis.

Performance Analysis for Upper Limb Rehabilitation in Non-Immersive and Immersive Scenarios

- **Autores:** V. Herrera, A. de los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J.J. Castro-Schez, D. Monekosso., C. Glez-Morcillo., J. Albusac.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** ICEIS 2023, International Conference on Enterprise Information Systems.
- **Lugar:** Angers, Francia.
- **Fecha:** abril de 2023.
- **DOI:** 10.5220/0011711800003467
- **Resumen:** In recent years, new technologies have contributed to an improvement in the upper limb rehabilitation process as a complement to the conventional therapy received by patients. In this context, technologies should facilitate accurate monitoring of the hands and serve to collect data on patient performance during functional tasks in order to objectively assess the patient's potential evolution. Mechanical and wearable devices provide greater accuracy in measurements. However, the physical limitations of patients requires the use of hands-free solutions. This article investigates controller-free hand techno-

logies for accurate hand tracking in the Box and Block test (BBT) benchmarked against the real test, validated and standardized in the context of the Hospital Nacional de Parapléjicos (Toledo, Spain). In particular, the performance in the execution of therapeutic exercises is analyzed in three different scenarios: i) physical environment without the use of technologies, ii) non-immersive virtual environment and, finally, iii) fully immersive virtual environment. The results demonstrate the similarity between therapies developed in physical scenarios without the use of technologies, and those carried out in virtual reality-based scenarios.

Rehab-Immersive: Improving Upper Limb Rehabilitation for Spinal Cord Injury Patients through Hand-Interactive Virtual Reality

- **Autores:** V. Herrera, J. Albusac, A. de los Reyes-Guzmán, Glez, C., J.J. Castro-Schez, D. Vallejo.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** 2023 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality Adjunct (ISMAR-Adjunct A*).
- **Lugar:** Sydney, Australia.
- **Fecha:** octubre de 2023.
- **DOI:** http://dx.doi.org/10.1109/ismar-adjunct60411.2023.00176.
- **Resumen:** Virtual reality (VR) has become as a valuable tool in medicine and healthcare, benefiting physical and psychological treatments.The aim of this thesis is to address the specific needs of Spinal Cord Injury (SCI) patients by developing a VR cloud-based platform for upper limb rehabilitation. The research focuses on enabling patients to interact with an immersive virtual environment using their own hands, eliminating the need for external devices. To achieve this, the platform incorporates hand-tracking functions and ensures accurate recognition of functional grasps, allowing the patient to perform the activities necessary to improve dexterity and motor skills. By monitoring exercises and analyzing kinematic data, therapists and specialists can objectively assess progress and adjust treatment plans to optimize the rehabilitation process. The cloud-based approach allows remote access, data monitoring, and information sharing among healthcare professionals, enhancing treatment decision-making and optimizing outcomes for SCI patients. Finally, clinical trials will be conducted at the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT), a specialized SCI center. The objective is to carry out a functional and usability study of the developed platform, evaluating the physical impact and emotional well-being of the serious games implemented on the platform.

Decision Support System for Automatic Adjustment of Rehabilitation Routines for Stroke Patients

- **Autores:** S. Martínez, C. Gómez-Portes, V. Herrera, J. Albusac, J.J. Castro-Schez, D. Vallejo.
- **Tipo:** congreso internacional.

- **Congreso:** HC@AIxIA (workshop).
- **Lugar:** Roma, Italia.
- **Fecha:** octubre de 2023.
- **Resumen:** The ability of new Artificial Intelligence (AI) models to assist humans in performing tasks is creating new business models and transforming existing ones at breakneck speed. One of the application areas benefiting from this technology is healthcare. The work presented in this article falls within this domain. In this sense, our work focuses on how AI can be used to facilitate the work of therapists responsible for the physical rehabilitation of stroke patients.In particular, we present a ecision support system integrated in a global remote rehabilitation system composed of two interconnected applications: the one used by the therapist to define routines and monitor patients and the one used by the patient to perform rehabilitation exercises autonomously. The decision support system is based on the use of fuzzy logic, which significantly increases its scalability and interpretability. The proposed system is capable of automatically suggesting personalised modifications to the rehabilitation routine assigned to a patient by the therapist, based on the patient's performance. In addition, this system integrates aspects of Explainable Artificial Intelligence (XAI) by being able to justify why it suggests such modifications, so that the therapist has more information when validating or not validating the modifications proposed by the artificial system. The paper discusses a case study describing how a stroke patient's routine is automatically adjusted by the system.

An AI-Based Remote Rehabilitation System to Promote Access to Physical Rehabilitation

- **Autores:** C. Gómez-Portes, S. Martínez, S. Schez-Sobrino, V. Herrera, J. Albusac, D. Vallejo.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** EAI CAIP 2023, 2nd International Conference on AI for People, Democratizing AI.
- **Lugar:** Bologna, Italia.
- **Fecha:** noviembre de 2023.
- **DOI:** 10.1007/978-3-031-71304-0_2
- **Resumen:** Remote physical rehabilitation for patients affected by neurological diseases is a promising research line, contributing to improving healthcare delivery, addressing the shortage of qualified staff, and enhancing the quality of life for patients. This paper presents a proposal for a remote rehabilitation system based on the use of Artificial Intelligence and Augmented Reality, designed to be highly accessible and scalable. The system comprises two applications: the patient application, which allows the recognition and evaluation of physical rehabilitation exercises, and the therapist application, that enables the assignment of personalised rehabilitation routines and the generation of automatic recommendations to adapt these routines according to the patient's progress level. The design aspects of the architecture are discussed, considering those that impact the scalability of the proposal when making it accessible to patients

requiring remote physical rehabilitation.

Virtual Reality-Based Adapted Handball Serious Game for Upper Limb Rehabilitation in Spinal Cord Injured Patients

- **Autores:** J. Albusac, V. Herrera, Dominguez-Ocana, Óscar, Angulo, E., de los A. Reyes-Guzmán, D. Vallejo.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** 26th International Conference on Enterprise Information Systems (ICEIS).
- **Lugar:** Angers, Francia.
- **Fecha:** abril de 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.2312/ceig.20241142
- **Relación con el tema de investigación actual:** se presenta un juego serio adaptado para la rehabilitación de miembro superior en pacientes con lesión medular.
- **Resumen:** In this paper, we present a virtual reality-based serious game that simulates the training of a wheelchair handball goalkeeper. It is designed to complement traditional therapy for upper limb rehabilitation and trunk mobility improvement in spinal cord injury patients. The proposal is underpinned by a multi-layered architecture that provides a therapeutic environment that enhances patient motivation and satisfaction through gamification techniques. The architecture also provides precise kinematic recording during exercise performance, since the recorded data is essential for therapists to objectively assess each patient's progress. Particularly, the recorded can be used to assess the extent of movement, how fast and smooth it is, the number of repetitions and their consistency, as well as the accuracy and precision of movements, balance, and posture control. The serious game was tested in the Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, involving patients and healthcare professionals. The collected data are publicly available. This preliminary evaluation has been focused on assessing its functionality and safety. Following the exercise sessions, all participants were asked to complete a short questionnaire to measure their motivation, sense of achievement, satisfaction and overall comfort and well-being in the virtual environment. Future plans include expanding the patient sample and monitoring the long-term progress and impact of VR therapy on the recovery of mobility in the affected limbs..

Fatigue Detection Model for Upper Limb Rehabilitation in Virtual Reality

- **Autores:** M. Essalhi, S. Martínez-Cid, V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, D. Vallejo.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** NIDS 2024, 4th International Conference on Novel & Intelligent Digital Systems.
- **Lugar:** Athens, Grecia.
- **Fecha:** septiembre de 2024.

- **Resumen:** This paper presents a model designed for the detection of fatigue in an immersive Virtual Reality (VR) environment tailored for the rehabilitation of individuals with spinal cord injuries. The primary focus of this model is its application to the Box & Block test, which is intended to assist healthcare professionals in assessing patient progress. The conceptual basis of the model involves data fusion through Ordered Weighted Averaging (OWA) operators, which consolidate various metrics collected by the VR rehabilitation system employed. In addition, Fuzzy Logic is used to assess fatigue levels specific to each patient. The information presented to the therapist includes a comprehensive fatigue report with a fatigue classification output and a video component that serves as a graphical representation highlighting key instances of fatigue during the performance of the prescribed exercises. Experimental results are presented to test the output of the model against participants' perceived fatigue during the tests.

The Role of Technology in the Objective Assessment of Patients with Neurological Disorders

- **Autores:** S. Pacheco, V. Herrera, R. Perales, J. A. Albusac, C. Glez-Morcillo, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Conferencia:** 5th International Conference on Neurorehabilitation (ICNR 2024).
- **Lugar:** La Granja, España.
- **Fecha:** noviembre de 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.1007/978-3-031-77584-0_30
- **Resumen:** There is growing interest in the use of a wide variety of technologies with a rehabilitation purpose, considered to be excellent tools for obtaining quantitative measurements of patients' motor performance. In this study, for recording the experimental data, the Oculus Quest 2 device was used. A case is shown of two male patients with cervical spinal cord injury whose outcomes are compared to the performance of two healthy reference patterns. The patients have a C5-C7 AIS D injury, both of them with impairment of upper limb motor function. Two functional tasks are proposed using virtual reality: a path-following activity and the Box and Block test. From the real Box and Block we cannot obtain the average handling time of the blocks, by means of the virtual test, the handling time is higher in the patients and they performed a longer hand trajectory than the controls.

VR-ADAPT: An Immersive Learning and Training Environment for Wheelchair Users with Recent Spinal Cord Injuries

- **Autores:** J. Albusac, D. Cordero, M. Jiménez, R. Grande, V. Herrera, R. Perales, M. E. San Félix, A. de los Reyes-Guzmán.
- **Tipo:** congreso internacional.
- **Congreso:** ICEIS – 27th International Conference on Enterprise Information Systems.

- **Lugar:** Oporto, Portugal.
- **Fecha:** abril de 2025.
- **DOI:** https://doi.org/10.5220/0013352900003929
- **Resumen:** Each year, thousands of people worldwide suffer injuries that limit their mobility, affecting not only their ability to walk but also, in many cases, the functionality of their upper limbs. These conditions represent a drastic life change for patients, who must undergo an initial process of learning and adaptation to their new circumstances. To address this challenge, we present VR-ADAPT, an innovative virtual reality-based platform designed to facilitate the transition to a more autonomous life. VR-ADAPT integrates an advanced simulator for learning to operate electric wheelchairs and digitized environments based on domestic and workplace settings. These environments are gamified through serious games, allowing users to practice and develop essential skills for confidently navigating their daily lives. Additionally, the platform includes a kinematic recording and analysis module that collects detailed data during exercises. This functionality provides clinical teams with a valuable tool for objectively evaluating patients' progress, enhancing the personalization and effectiveness of therapies.

5.4 Capítulo de libro

Durante el desarrollo de la tesis se ha publicado un capítulo de libro, en concreto pertenece a la serie *Lecture Notes in Business Information Processing* (LNBIP, Vol. 519) de Springer. Se trata de la evolución del artículo presentado en ICEIS 2023 *Performance Analysis for Upper Limb Rehabilitation in Non-Immersive and Immersive Scenarios* [44].

Comparative Evaluation of Non-immersive and Immersive Approaches for Upper Limb Rehabilitation

- **Autores:** V. Herrera, A. de los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J.J. Castro-Schez, D. Monekosso, C. Glez-Morcillo,J. Albusac.
- **Tipo:** Capítulo de libro (Serie LNBIP Vol. 519).
- **Editorial:** Springer Nature.
- **Año:** 2024.
- **DOI:** https://doi.org/10.1007/978-3-031-64755-0_4
- **Figura relacionada**: Figura 5.9.
- **Resumen:** Emerging technologies have recently played a critical role in enhancing the upper extremity rehabilitation process, serving as an adjunct to the traditional therapeutic treatments that patients receive. Ideally, these technologies should facilitate accurate tracking of hand movements, collect data on patient performance during functional tasks, and provide an objective view of potential patient progress. While wearable and mechanical devices offer superior accuracy in capturing measurements, the physical limitations of patients require the introduction of hands-free solutions. This research explores

hands-free hand tracking technologies in the Box and Block Test (BBT). It compares them to the actual test performed at the Hospital Nacional de Parapléjicos (Toledo, Spain). The study analyses the kinematics in order to evaluate the performance of the therapeutic exercises in three different environments: a technology-free physical environment, a non-immersive virtual space and a fully immersive virtual scenario. This evaluation includes a functional analysis based on the precision of the movements and the goals achieved to complete the therapy. In addition, the clinical study employs a comprehensive questionnaire to evaluate usability, user interaction, presence, and potential VR-induced effects. The results show a remarkable similarity between therapies delivered in traditional, technology-free environments and those delivered in virtual reality-based scenarios.



Figura 5.9: *Dispositivos y entornos virtuales utilizados para la ejecución y evaluación del BBT virtual: (a) dispositivo LMC y entorno no inmersivo, (b) Meta Quest 2 y entorno inmersivo.*

5.5 Reconocimientos y premios

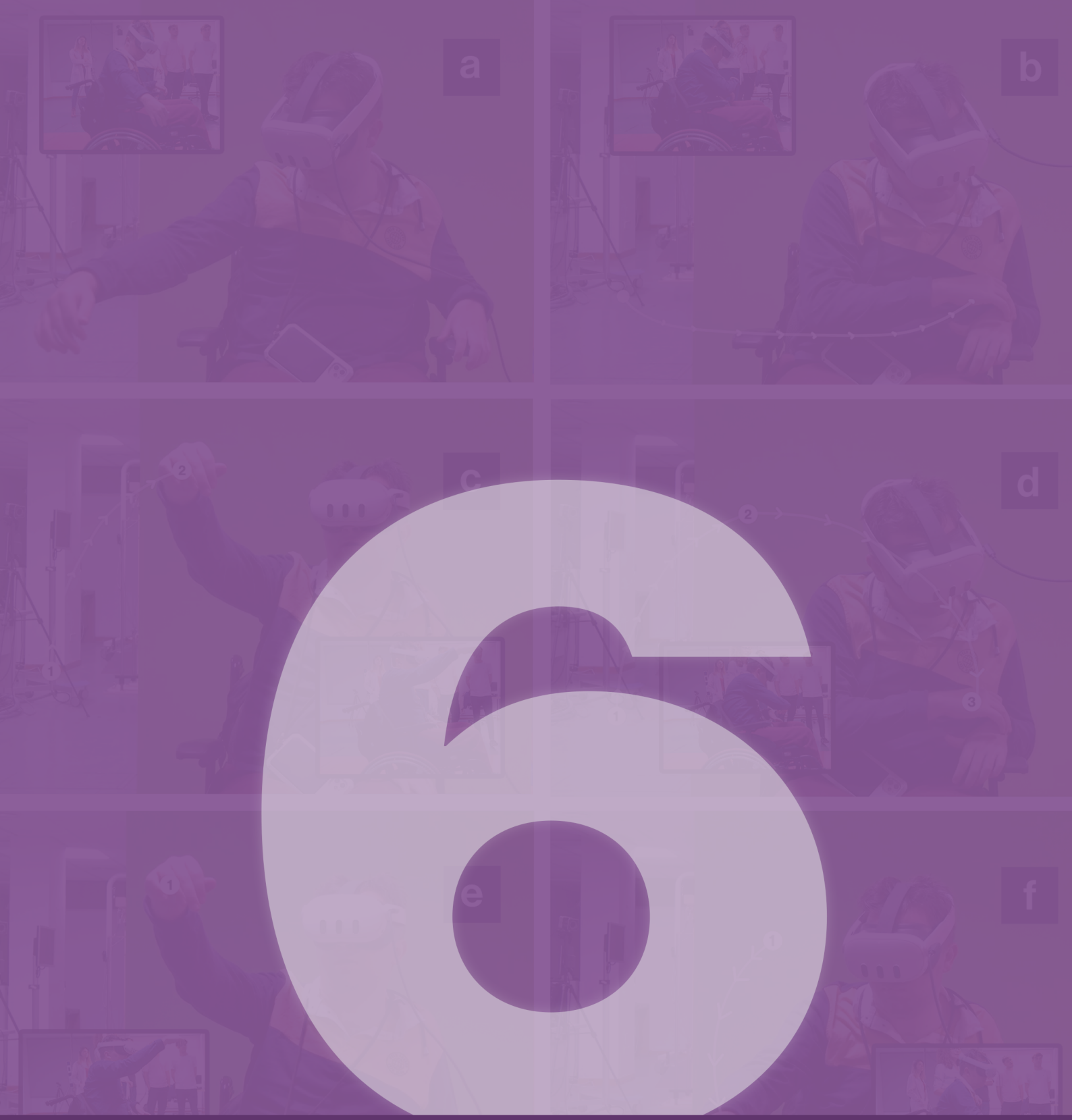
En esta sección se recogen los reconocimientos y premios obtenidos por diferentes trabajos de investigación enmarcados dentro del trabajo realizado durante la tesis doctoral.

- **Candidatura a premio.** Finalista al *Best Student Paper Award* en **ICEIS 2023** por el trabajo titulado *Performance Analysis for Upper Limb Rehabilitation in Non-Immersive and Immersive Scenarios* [44].
- **Premio.** *Best Paper Award* en **NiDS 2024** por el artículo *Fatigue Detection Model for Upper Limb Rehabilitation in Virtual Reality* (Autores: Mohamed Essalhi, Sergio Martínez-Cid, Vanesa Herrera, Javier Albusac, Santiago Schez-Sobrino y David Vallejo) [30].
- **Premio.** *Premio Adobe a la Mejor Ponencia* en **CEIG 2024** por la presentación del trabajo *Dynamic Adjustment of Interactive Objects in Virtual Environments for Upper Limb Rehabilitation: A Patient-Centred Solution* [47].



6

Discusión



Capítulo 6

6. Discusión

Este capítulo analiza y discute los resultados obtenidos en la presente tesis, dando respuestas a las preguntas de investigación planteadas en la Sección 3.2. La estructura seguida en este capítulo, integra los tres componentes clave de la tesis, conectando las preguntas de investigación con el cumplimiento de los objetivos, con el fin de validar o refutar la hipótesis inicial.

Como se habló en la Sección 1.1, la RVI se consolida como una herramienta prometedora en rehabilitación, capaz de mejorar la motivación, la adherencia y los resultados motores. No obstante, su aplicación clínica exige sistemas personalizables, gamificación adecuada y herramientas objetivas de evaluación, diseñadas para responder a las necesidades específicas de cada patología. Superar estos retos requiere soluciones integrales, validadas clínicamente y con diseños realizados en colaboración con especialistas en la materia y pacientes.

La hipótesis principal de la tesis plantea que es posible desarrollar un entorno de rehabilitación basado en RVI para pacientes con LME, que cubra las necesidades de los pacientes y del personal clínico. Esta afirmación implica la creación de un sistema motivador, accesible y adaptativo, capaz de registrar datos objetivos que faciliten el seguimiento clínico y que sea aceptado tanto por los pacientes como por los especialistas.

Para contrastar esta hipótesis, se definieron un conjunto de objetivos específicos y preguntas de investigación. En esta discusión, se analiza cómo los resultados alcanzados validan la hipótesis general. Para ello, se detallan las aportaciones relacionadas con la consecución de los objetivos y cómo se da respuesta a las preguntas formuladas.

El capítulo hace referencia principalmente a los artículos incluidos en el compendio de la tesis, tal y como se presenta en la Sección 5.1, que constituyen el cuerpo principal del trabajo. No obstante, también se consideran y mencionan otros trabajos adicionales que han surgido durante el desarrollo del proyecto, los cuales complementan y enriquecen los resultados y conclusiones presentados.

6.1 Pregunta de investigación 1. Nivel de inmersión

¿Cómo afecta el nivel de inmersión en los entornos de rehabilitación basados en RV y creados para la realización de ejercicios terapéuticos de los miembros superiores?

Uno de los factores que determina los resultados obtenidos en el uso de RV en distintos ámbitos y en particular en el campo de la rehabilitación, es el nivel de presencia percibido por el paciente. Para conocer el efecto de este grado de inmersión en el proceso de rehabilitación de miembros superiores, surge la necesidad de homogeneizar los criterios experimentales utilizados. La mayoría de las investigaciones previas se basan principalmente en revisiones sistemáticas [92, 98]. La revisión sistemática de Davila et al. [28] destaca que, aunque la RVI muestra mayores mejoras en equilibrio y función motora, la falta de estandarización en dispositivos, poblaciones y protocolos limita la generalización de los hallazgos.

Las aportaciones que abordan comparaciones bajo condiciones experimentales controladas son escasas, como en el caso del estudio piloto de [26], que analiza directamente diferencias entre entornos inmersivos y no inmersivos en un mismo contexto experimental.

La mayoría de los estudios identifican que un mayor nivel de inmersión favorece mejoras significativas en aspectos como la función motora general, el equilibrio y la implicación del paciente [41, 92, 98]. Sin embargo, algunos trabajos como el de [98] señalan que la RVNI puede ser más eficaz para el entrenamiento de la motricidad fina, mientras que la RVI presenta mejores resultados en tareas de motricidad gruesa.

Dado este escenario, surge la necesidad de realizar un estudio experimental que permita comparar el impacto del nivel de inmersión en distintos aspectos relacionados con el desempeño de tareas de rehabilitación. Para ello, surge la necesidad de aplicar una metodología controlada que garantice la uniformidad en las condiciones experimentales para todos los participantes, lo que exige contar con una misma actividad funcional implementada en entornos basados en RVI y entornos basados en RVNI.

Como se expuso en la Sección 1.2, uno de los trabajos previos realizados en el HNPT es una versión basada en RVNI del test BBT [19]. Este test, ampliamente validado en el ámbito clínico para evaluar la destreza manipulativa, fue seleccionado como actividad funcional de referencia. En base a este desarrollo previo, se trabaja en el diseño e implementación del primer prototipo del framework *Rehab-Immersive* y su correspondiente juego serio basado en un entorno de RVI, enmarcado dentro del objetivo específico O2, particularmente en los subobjetivos O2.1 y O2.2.

El trabajo titulado *Rehab-Immersive: Improving Upper Limb Rehabilitation for Spinal Cord Injury Patients through Hand-Interactive Virtual Reality* [43] introduce los ejes principales de la propuesta, como la interacción basada en manos

sin mandos, el uso de RVI y el diseño de juegos personalizados. A partir de esta propuesta se amplía y detalla el framework funcional, descrito en el artículo de compendio titulado *Rehab-Immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation* [42]. Este trabajo aborda tanto los aspectos técnicos como clínicos fundamentales para el desarrollo de entornos de rehabilitación personalizados basados en RVI, específicamente orientados a pacientes con LME. Tras la experimentación, se presentan los resultados técnicos obtenidos a partir del diseño e implementación de un *framework* modular, desarrollado en lenguaje de programación C#[75], con el objetivo de integrarse en entornos virtuales creados con la plataforma de desarrollo Unity [102] y compatibles con el Software Development Kit (SDK) oficial de Meta Quest [73]. Las funcionalidades implementadas han sido validadas en dispositivos de visualización inmersiva Meta Quest 2 y Meta Quest 3. Cabe mencionar que los elementos desarrollados han experimentado diversas modificaciones y mejoras a lo largo del tiempo, como resultado de los refinamientos derivados de las pruebas realizadas y de la propia evolución de la investigación. Aunque en el resto de artículos que hacen uso de este framework no se mencione explícitamente, dichos trabajos han contribuido a la evolución y perfeccionamiento de estas funcionalidades.

Este framework responde directamente a varios de los objetivos específicos planteados en la tesis. En particular, para dar respuesta a la pregunta de investigación P1 fue necesario el desarrollo del núcleo funcional descrito en el O2.1 que integra tres componentes principales. En primer lugar, los tipos de interacción implementados en el entorno virtual (O2.1.1) —*grasp* (agarre), *push* (empuje sin agarre), *touch* (toque sin agarre) y raycasting (trazado con rayo)— permiten cubrir las interacciones necesarias para cubrir los distintos ejercicios de rehabilitación. La interacción de tipo *agarre* es necesaria para realizar aquellos ejercicios terapéuticos orientados a la mejora de la destreza manipulativa. Por otro lado, la interacción de tipo *empuje* resulta útil para tareas simples que no requieren control fino, entre ellas la necesaria para pulsar los botones de las interfaces. Por último, la interacción de tipo *trazado de rayo*, permite realizar interacción con elementos a distancia. Tal y como se recoge en la taxonomía de Vlahovic et al. [106], estas interacciones cubren el rango completo de espacios de acción en realidad virtual, desde el Peripersonal Space - Área peripersonal (PPS) hasta el Extrapersonal Space - Área extrapersonal (EPS), incluyendo el uso de herramientas para extender el alcance del usuario.

El segundo elemento principal del núcleo es la retroalimentación audiovisual básica (O2.1.2) que compensa parcialmente la falta de feedback háptico en dispositivos del tipo HMD. Este componente permite reforzar la sensación de presencia, aspecto clave en la percepción de inmersión del paciente, aportando señales visuales y sonoras que facilitan la comprensión y ejecución de la tarea y el estado de la interacción. Si bien, es necesario remarcar que este objetivo no cubre la totalidad de la retroalimentación multisensorial concreta de cada juego serio.

Finalmente, el sistema de registro cinemático (O2.1.3) permite el almacena-

miento detallado de variables relacionadas con la ejecución de los ejercicios, tales como la posición y orientación de las manos, así como las velocidades de movimiento. Estos datos se recogen de forma periódica cada pocos fotogramas, con una frecuencia configurable según las necesidades del experimento. Cabe destacar que, aunque el artículo del compendio proporciona una descripción inicial de estas variables, su definición y estructura han evolucionado a lo largo del desarrollo del proyecto, en función de los requisitos y necesidades detectadas durante el proceso de investigación.

Como parte esencial del framework, aunque conceptualmente situado fuera del núcleo funcional principal, se encuentra el módulo de gestión de pacientes, cumpliendo así con O2.2. Gracias a este componente, es posible persistir la personalización de las sesiones y el seguimiento individualizado del progreso de cada paciente. Su ubicación fuera del núcleo se justifica por su capacidad de operar de forma independiente del entorno inmersivo, lo que lo hace compatible tanto con aplicaciones en RVI como en RVNI. Este módulo se encarga de almacenar información relevante generada durante cada sesión de rehabilitación en el entorno virtual. Esta información se persiste en archivos estructurados, distinguiéndose entre datos individuales de la sesión y un registro que se guarda a modo de histórico (O2.2.1, O2.2.2 y O2.2.3). Entre los archivos generados se incluyen aquellos que reflejan la configuración utilizada (como la mano empleada en el ejercicio, la posición de determinados elementos en la escena o el modo de ejecución del juego), así como los archivos que contienen los datos registrados durante la ejecución. Estos últimos almacenan un histórico con las variables más relevantes en función del juego serio realizado, permitiendo así un seguimiento detallado de la evolución del paciente.

En dicho trabajo, se describe además el desarrollo de un primer juego BBT (O2.3) adaptado al entorno inmersivo, así como su validación preliminar con profesionales clínicos (O5.1). Se trata del primer juego serio para la rehabilitación del miembro superior desarrollado dentro del framework, prioridad establecida para poder dar respuesta, entre otras, a la pregunta de investigación P1.

Una vez desarrollado el entorno inmersivo y el primer juego serio basado en RVI, se llevó a cabo un estudio experimental documentado en [44] en el que se mantuvo constante la misma tarea a realizar (BBT) en tres escenarios distintos: entorno físico real, entorno virtual no inmersivo (pantalla y LMC) y entorno virtual inmersivo (HMD Meta Quest 3). El estudio clínico se llevó a cabo con 10 participantes sanos, en concreto personal clínico especializado en LME. Es una constante que los estudios realizados en esta tesis, se lleven a cabo en primer lugar con participantes sanos, priorizando siempre la seguridad del paciente con LME. Solo una vez verificada la idoneidad del entorno y garantizada la seguridad, se lleva a cabo una segunda fase con pacientes reales, incorporando en su caso las recomendaciones clínicas extraídas de la primera intervención. En este caso, los resultados mostraron que el rendimiento en el test físico ($83{,}67 \pm 16{,}75$) fue superior al de ambas versiones virtuales. No obstante, la RVI demostró ser significativamente más eficaz que la modalidad no inmersiva ($69{,}17 \pm 20{,}33$ frente a $45{,}66 \pm 16{,}84$, $p < 0{,}01$). Además, en usuarios con experiencia previa en

RVI, no se encontraron diferencias significativas entre el entorno inmersivo y el físico, lo que sugiere una posible compensación por familiaridad tecnológica.

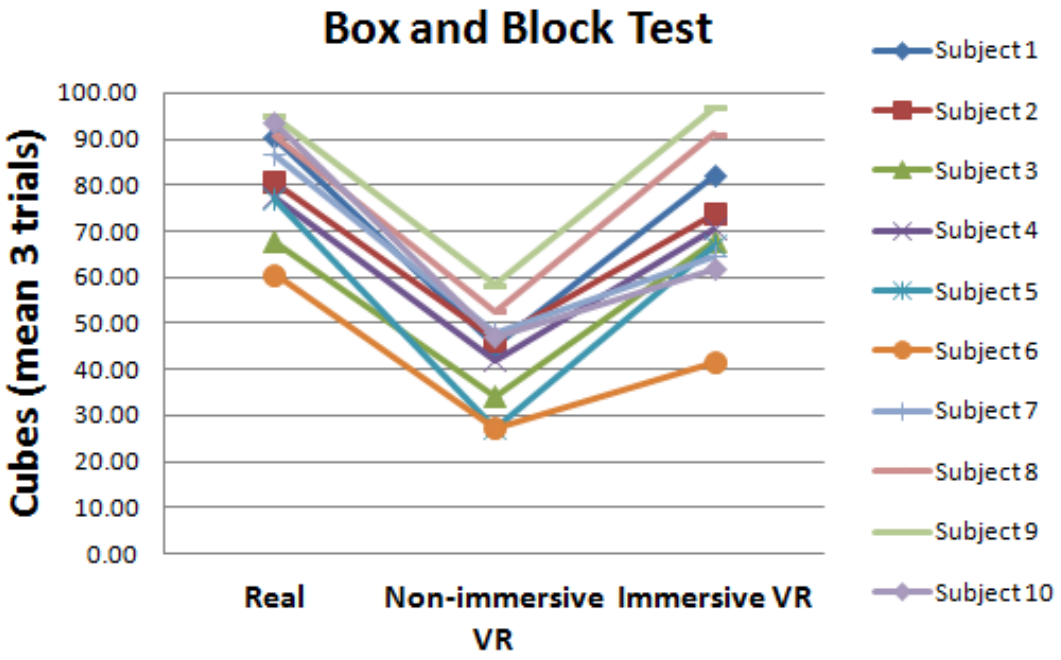


Figura 6.1: *Rendimiento de cada participante en la ejecución del BBT según el entorno: entorno real, entorno basado en RV no imersiva y entorno basado en RVI*

.

El estudio inicial identificó, a diferencia del trabajo de Soleimani et al. [98], un mejor rendimiento en tareas que requieren de motricidad fina, cuando se utilizan entornos inmersivos frente a los no inmersivos. Los resultados del número de bloques movidos según el escenario se plasman en la Figura 6.1.

Como ampliación de este trabajo, surge la publicación *Comparative Evaluation of Non-immersive and Immersive Approaches for Upper Limb Rehabilitation: A Performance and Usability Study* [44], en la que se analiza en profundidad la percepción subjetiva de la interacción y la experiencia de usuario en entornos inmersivos y no inmersivos, esta vez con sujetos sanos. En este estudio, llevado a cabo en el HNPT se repite la tarea funcional (BBT) y escenarios (real, no inmersivo e inmersivo) que los descritos anteriormente. Junto con las métricas de desempeño motor, se incorporaron cuestionarios estandarizados para valorar usabilidad (SUS), presencia y posibles efectos adversos como el mareo (VRSQ).

Los resultados muestran una clara preferencia por el entorno inmersivo, que obtuvo puntuaciones significativamente más altas en todos los aspectos evaluados: fluidez de interacción (4,6 frente a 2,8), facilidad de agarre (4,8 frente a 3,2), liberación de objetos virtuales (4,0 frente a 3,2) y asistencia audiovisual (5,0 frente a 3,8). Además, la sensación de presencia fue notablemente superior (4,8 frente a 2,6). En cuanto a la usabilidad, la solución inmersiva alcanzó una media de 89 en la escala SUS, frente a 69 en el entorno no inmersivo, con diferencias

estadísticamente significativas ($p = 0{,}043$). En términos de efectos secundarios, los niveles de mareo fueron muy bajos en ambos entornos, aunque se registró una ligera tendencia a mayor fatiga ocular en el entorno inmersivo, sin alcanzar significación estadística.

Además, gracias a esta prueba experimental, fue posible corroborar que los beneficios del uso de entornos virtuales en rehabilitación solo son efectivos si el paciente puede acceder y utilizar el sistema de forma autónoma, segura y adaptada a las capacidades funcionales reales de cada paciente. Identificando así la necesidad de soluciones individualizadas, con entornos accesibles tanto por la disposición de los elementos virtuales dentro del ROM del paciente.

Para completar esta línea de estudio, se desarrolló una tercera investigación titulada *Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores*, en la que se compara la misma tarea funcional de rehabilitación (BBT) en un entorno de RVNI y otro de RVI (Meta Quest 2). A diferencia del estudio anterior [44], la sesión experimental se realizó tanto con sujetos sanos como con pacientes con LME cervical (niveles C1–C7), permitiendo un análisis más completo de la experiencia de usuario y percepción del entorno virtual, según el perfil funcional del participante.

Este estudio se centró en evaluar variables como percepción de accesibilidad, motivación, carga cognitiva y satisfacción general, mediante cuestionarios estandarizados y entrevistas. Los resultados mostraron una clara preferencia por el entorno inmersivo, con puntuaciones significativamente más altas en todos los aspectos evaluados (escala Likert-5): fluidez de interacción (4,6 vs. 2,8), agarre (4,8 vs. 3,2), liberación (4,0 vs. 3,2) y asistencia audiovisual (5,0 vs. 3,8). La sensación de presencia fue notablemente superior en RVI (4,8 vs. 2,6). En cuanto a la usabilidad, la solución inmersiva obtuvo una puntuación media de 89 en la escala SUS, frente a 69 en el entorno no inmersivo ($p = 0{,}043$). Los niveles de sensación de mareo fueron bajos en ambos casos, aunque se observó una ligera fatiga ocular en el entorno inmersivo, sin alcanzar significación estadística.

Además, los resultados revelan diferencias significativas en función del dispositivo utilizado: los pacientes que emplearon el HMD Meta Quest 2 (RVI) mostraron una mayor disposición a continuar utilizando estas aplicaciones frente a aquellos que utilizaron el sensor LMC ($t = -2{,}5$, $p = 0{,}031$) (RVNI). Sin embargo, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la percepción de la utilidad como complemento a la rehabilitación tradicional ($t = 2{,}150$, $p = 0{,}057$), lo que sugiere una opinión compartida entre ambas poblaciones.

Estos hallazgos apoyan la hipótesis de que la inmersión tiene un impacto positivo en la percepción de calidad de la interacción y en la sensación de presencia, factores clave para fomentar la motivación y la adherencia a la terapia (O1.2). Al mismo tiempo, refuerzan la necesidad de garantizar la accesibilidad y la adaptación individualizada del entorno virtual para lograr una experiencia positiva, especialmente en pacientes con movilidad reducida.

Para completar estos hallazgos, en el estudio *Cinemática del movimiento del miembro superior durante una tarea funcional realizada en entorno virtual y entorno físico real en población sana y con lesión medular cervical* [11], se

realiza un análisis cuantitativo sobre el impacto del grado de inmersión en los patrones de movimiento durante tareas de rehabilitación. Se realizó una sesión experimental con sujetos sanos y pacientes con LME cervical. De forma análoga al estudio anterior, se mantuvo la misma tarea funcional (BBT) en un entorno físico real, entorno virtual no inmersivo y entorno virtual inmersivo. Con este estudio se observan efectos positivos sobre el patrón de movimiento, particularmente en pacientes con LME. En estos, el uso de RVI permitió mejoras significativas en el ROM del hombro (128,43° en RVI vs. 77,28° en RVNI, $p < 0{,}01$), y una mayor coordinación interarticular (54,52 vs. 27,97 en entorno físico), lo que sugiere una mayor integración motora durante la tarea. Además, la trayectoria fue más eficiente en RVI (1.78 m) frente al entorno no inmersivo (2.00 m), a pesar de registrar velocidades medias menores (0,38m/s en RVI vs. 0,53m/s en entorno físico), lo que puede atribuirse a una mayor precisión y control del movimiento en el entorno virtual. No obstante, también se observaron ciertas limitaciones. En sujetos sanos, el entorno inmersivo provocó compensaciones proximales, como un mayor ROM en codo (111,97° en RVI vs. 94,27° en físico, $p < 0{,}01$) pero menor ROM en muñeca (16,06° en RVI vs. 21,52° en físico, $p < 0{,}01$), indicando que el entorno no siempre favorece patrones de movimiento naturales. Además, en ambos grupos, la ausencia de retroalimentación háptica puede haber afectado la calidad de la ejecución. Poniendo de manifiesto la importancia de un entorno virtual completamente adaptado y la necesidad de una retroalimentación audiovisual que compense en cierta medida la ausencia de elementos hápticos.

Cabe señalar que, en el momento de esta prueba experimental, el desarrollo del framework y de los juegos serios se encontraba en fases iniciales. Por tanto, aún no se habían implementado completamente las adaptaciones al ROM del paciente ni los mecanismos de retroalimentación multisensorial que se presentarán más adelante en esta tesis (véase O3.2 y O4.3). Estos elementos se consideran clave para maximizar la eficacia del sistema y minimizar las compensaciones observadas.

6.1.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P1

Los resultados obtenidos permiten concluir que el nivel de inmersión tiene un impacto significativo en la eficacia de los entornos de rehabilitación basados en RV para miembros superiores, especialmente en pacientes con LME. Los entornos basados en RVI no solo mejoran la sensación de presencia, sino que también favorecen la interacción, la precisión del movimiento y la coordinación motora, incrementando la motivación, la usabilidad percibida y la disposición a continuar con la terapia. A diferencia de lo señalado en estudios previos, esta tesis demuestra que los entornos inmersivos también son eficaces en tareas que requieren motricidad fina, siempre que se diseñen de forma accesible y personalizada. Asimismo, se observa que los beneficios de la inmersión solo se materializan cuando el entorno virtual se adapta a las capacidades reales del paciente y cuando se aplica una metodología experimental controlada y homogénea. Para una mejor comprensión de las publicaciones que han contribuido a cada uno de los subobjetivos planteados y cuál ha sido su relación directa con la

pregunta de investigación P1 se muestra la Figura 6.2.

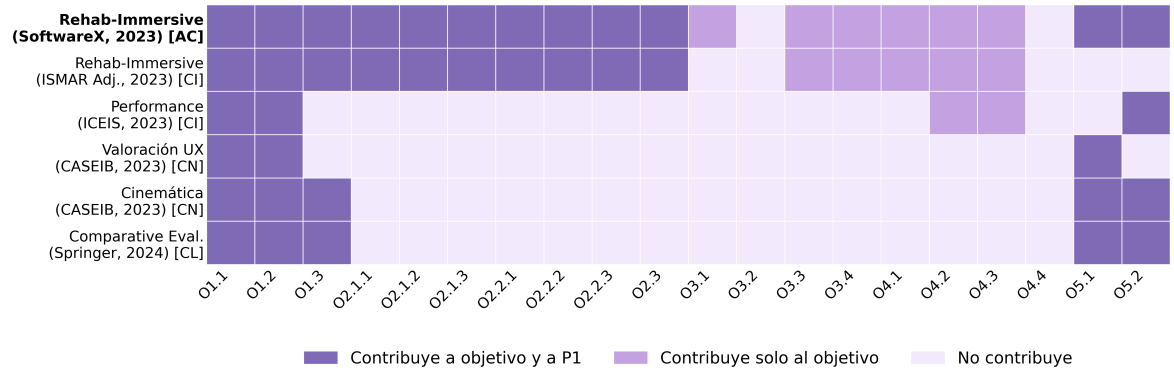


Figura 6.2: *Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P1 - Nivel de inmersión. Cada fila corresponde a una publicación ([AC] Artículo de Compendio, [AR] Artículo de Revista (no forma parte del compendio), [CI] Congreso Internacional, [CN] Congreso Nacional, [CL] Capítulo de Libro). Las columnas representan los objetivos parciales. El color morado oscuro se utiliza para marcar la intersección entre publicación y objetivo.*

6.2 Pregunta de investigación 2. Adaptación

> *¿Cómo adaptar los entornos de rehabilitación basados en RVI a las capacidades reales e individualizadas de los pacientes con LME?*

Esta pregunta de investigación parte de la necesidad de adaptar los entornos de RVI a las capacidades reales de cada paciente con LME. El estudio del estado del arte (O1.3) pone de relieve que una de las principales ventajas de la RVI aplicada a la rehabilitación es precisamente la posibilidad de personalizar el entorno virtual según las necesidades individuales. Adaptaciones que son factores elementales en cuanto a seguridad, eficacia terapéutica y accesibilidad en los entornos virtuales de rehabilitación. Sin embargo, las estrategias y criterios utilizados para implementarlas varían significativamente entre estudios.

El trabajo de [61] subraya que una rehabilitación efectiva en RV requiere de escenarios virtuales personalizados que simulen actividades de la vida diaria, permitan interacción natural sin controladores físicos (en pacientes con dificultades motoras) y registren datos durante la ejecución para ajustar el nivel de dificultad.

Otro elemento esencial en la adaptación individualizada en entornos de rehabilitación con RVI es el presentado por Lourido et al. [63]. En su propuesta, se mide ROM del miembro superior de los pacientes utilizando un sensor Kinect, y se generan posteriormente *mapas de capacidad* personalizados que delimitan PPS para cada usuario. Estos mapas permiten identificar con precisión las

regiones que pueden alcanzarse sin esfuerzo ni compensaciones articulares. Posteriormente, estos mapas son utilizados en un entorno de RVI para visualizar las zonas alcanzables.

La adaptación del entorno virtual se extiende también a los mecanismos de interacción utilizados. El framework propuesto por Octavia et al. [82] identifica la necesidad de permitir técnicas de interacción flexibles que puedan adaptarse a las capacidades individuales de cada usuario. Aunando esta necesidad con las propias exigencias del proceso de rehabilitación, el entorno virtual debe ser capaz de simular los movimientos requeridos en un entorno físico para alcanzar objetivos terapéuticos marcados, como es el caso de los agarres funcionales. Este aspecto adquiere especial relevancia, ya que los ejercicios virtuales deben estar diseñados para facilitar la ejecución y el reconocimiento de distintos tipos de agarres en función de las habilidades motoras residuales del paciente [103]. La adecuada representación y adaptación de estos movimientos permite no solo una rehabilitación más personalizada, sino también una transferencia más efectiva a las actividades de la vida diaria.

Tras el estudio realizado y gracias a la colaboración directa con pacientes y expertos en LME, se da respuesta a la pregunta sobre cómo adaptar los entornos virtuales para su uso en procesos de rehabilitación del miembro superior y tronco. Esta adaptación se aborda siguiendo cuatro principios fundamentales: (1) diseño de un conjunto de juegos serios de rehabilitación, cuyos ejercicios puedan extrapolarse a los necesarios en actividades de la vida cotidiana; (2) adaptación de los niveles de dificultad en función de la necesidad y evolución del paciente; (3) la adaptación espacial de los objetos virtuales dentro del entorno inmersivo; e (4) integración de mecanismos de interacción adaptados.

6.2.1 Juegos serios que implican ejercicios extrapolables a actividades de la vida cotidiana

La adaptación de los entornos virtuales destinados a la rehabilitación implica, entre otros aspectos, el diseño e implementación de ejercicios desarrollados con fines terapéuticos. En concreto, los ejercicios están adaptados tanto a las características motoras de los pacientes con LME como al objetivo principal de la terapia ocupacional, es decir, alcanzar la mayor independencia posible del paciente en la realización de las actividades cotidianas. En este contexto, resulta especialmente relevante no solo centrarse en la movilidad de los miembros superiores, sino también en la estabilidad del tronco, ya que las personas con lesión medular cervical presentan severas limitaciones en el control postural durante la sedestación. Hecho que compromete su capacidad para mantener el equilibrio y realizar tareas funcionales con eficacia [77]. Por ello, el diseño de los juegos incorpora, cuando es posible, dinámicas que fomentan la activación y el control del tronco como parte integral del proceso de rehabilitación.

A continuación, se describen los juegos serios desarrollados, cuyo diseño y desarrollo cubren el objetivo O3.4. Como elemento común, todos los juegos están diseñados para ser ejecutados en sedestación, ya que están orientados a la rehabilitación de los miembros superiores en pacientes con LME cervical.

Box and Block

Adaptación virtual de la prueba clínica estandarizada, ampliamente utilizada como herramienta de evaluación de la destreza manipulativa O2.3 (ver Figura 6.3). La prueba consiste en mover bloques de colores que se encuentran dentro de una caja dividida en dos compartimentos. El paciente debe de mover tantos bloques como sea posible, de un lado a otro en un minuto de tiempo. Para que los movimientos se consideren válidos, el paciente debe coger un bloque con la mano, pasarlo por encima de la separación entre los compartimentos y dejarlo caer en el lado opuesto [71]. Requiere agarre, traslado y liberación de bloques, lo que lo convierte en un ejercicio representativo de tareas funcionales de la vida diaria. Este juego serio, cuya primera versión fue expuesta en el artículo de compendio [42], dado el carácter propio de la investigación, ha sido objeto de refinamientos, mejoras y adaptaciones en función de los resultados obtenidos. Prueba de ello son las publicaciones, desarrolladas dentro de la presente tesis, en las que ha sido utilizado para diferentes pruebas y experimentos, incluyendo estudios de comparación entre modalidades inmersivas y no inmersivas [49, 45, 44, 11], adaptación dinámica de los objetos dentro del entorno virtual [47], calibración avanzada de entornos inmersivos para mejorar la accesibilidad [48], y detección adaptativa de fatiga en terapias físicas basadas en realidad virtual [30].



Figura 6.3: *Captura de la versión virtual del juego serio BBT diseñado para la rehabilitación del miembro superior en entornos de RVI y para pacientes con LME.*

Portero de balonmano

Este ejercicio sumerge al paciente en un entorno virtual en el que asume el rol de portero de balonmano (ver Figura 6.4). Su objetivo es detener el mayor número posible de lanzamientos dirigidos a portería. Los balones son disparados desde distintas posiciones clásicas del campo (extremos, laterales, pivote y centro), y se dirigen a zonas específicas de la portería virtual adaptada a la posición sentada

del usuario. La actividad implica movimientos coordinados de brazos y tronco, fomentando la movilidad de las extremidades superiores y el control postural.

El entrenamiento del tronco resulta especialmente relevante en pacientes con lesión medular espinal cervical, ya que estos presentan un control limitado del equilibrio en sedestación, lo que repercute negativamente en su autonomía funcional. Al requerir inclinaciones y movimientos amplios del tronco para interceptar los balones, el juego proporciona una vía segura y motivadora para trabajar la estabilidad postural. Además, al evitar la necesidad de agarre, se facilita la participación de pacientes con baja funcionalidad manual, centrando el esfuerzo terapéutico en la activación y coordinación de los segmentos proximales.



Figura 6.4: *Captura del juego serio Portero de Balonmano, destinado a rehabilitación de miembro superior y tronco en pacientes con LME.*

Entre las interacciones implementadas en el núcleo funcional, este juego emplea una interacción sin agarre basada en el *toque*. Se trata de un ejercicio bimanual que ha sido descrito en tres publicaciones complementarias. La primera, titulada *Mejora de la Función de los Miembros Superiores mediante Realidad Virtual: Enfoques en Rehabilitación y Rendimiento Deportivo* [2], presenta el enfoque dual del sistema, orientado tanto al ámbito deportivo como a su aplicación en entornos clínicos. La segunda, *Virtual Reality-Based Adapted Handball Serious Game for Upper Limb Rehabilitation in Spinal Cord Injured Patients* [3], se centra en la adaptación del sistema como juego serio de rehabilitación basado en RVI, con ejercicios dirigidos al miembro superior y el tronco, y fue evaluada con 9 participantes (3 pacientes con LME y 6 personas sanas del equipo clínico del HNPT). Por último, la tercera publicación, *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in Patients with Spinal Cord Injury* [46], incluida en el compendio de esta tesis, amplía el trabajo previo mediante un

análisis más detallado, con la participación de 4 pacientes con LME y 5 sujetos sanos pertenecientes al personal clínico del HNPT.

Explorador

Este juego consiste en unir una serie de puntos distribuidos en un plano paralelo al paciente, todos ellos situados a una misma profundidad en el espacio tridimensional. El paciente debe seguir un orden predeterminado para conectar los puntos y formar una figura concreta, lo que permite trabajar la precisión y la coordinación de los movimientos del miembro superior.

Durante la ejecución del juego, se guía al usuario indicando la secuencia y localización de los puntos que debe seguir. La trayectoria ideal aparece proyectada, y la trayectoria realizada por el paciente queda registrada y visualmente sobreimpresa. En cuanto a la interacción utilizada, es de tipo *trazado de rayo*, en la que se proyecta un rayo (invisible) desde el punto central de la mano hasta el plano donde se encuentra el dibujo a seguir. Se trata de una actividad monomanual que no requiere agarre, por lo que es especialmente adecuada para pacientes que requieran rehabilitación motora gruesa (ver Figura 6.5).

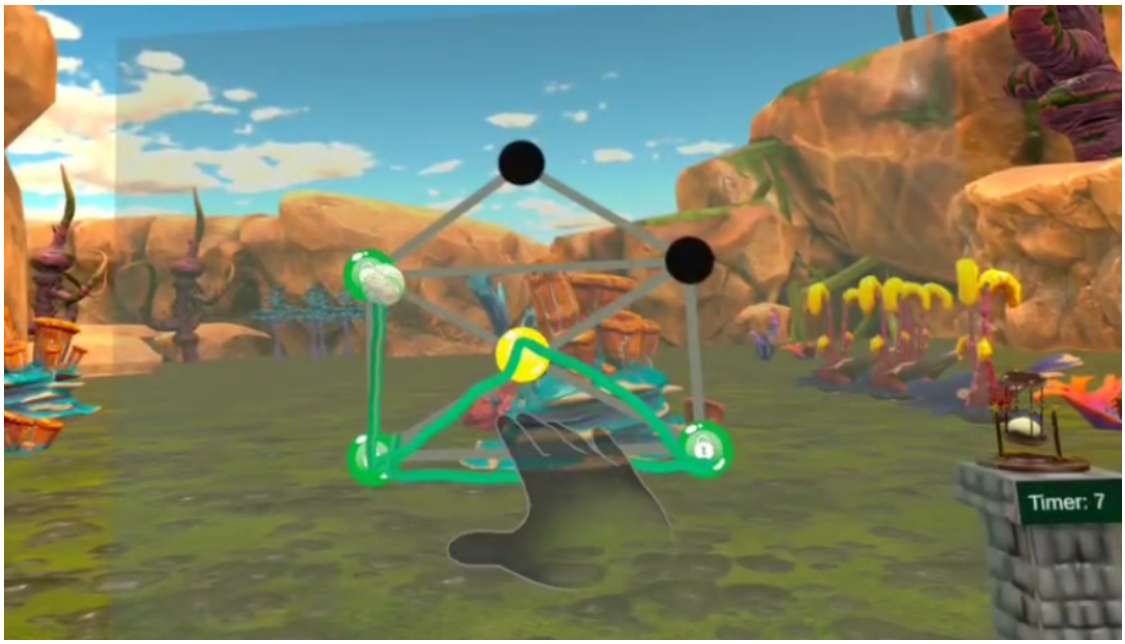


Figura 6.5: *Captura del juego serio Explorador, basado en RVI y destinado al ejercicio motor grueso de los miembros superiores.*

Colores

Actividad en la que el paciente debe memorizar una secuencia de colores y reproducirla, trasladando los bloques desde una posición de origen hasta una posición de destino respetando el orden establecido (ver Figura 6.6). En este caso, la interacción principal es de tipo *agarre*, y el movimiento entre puntos se realiza en diferentes planos espaciales. A diferencia del BBT, que se desarrolla únicamente en el plano horizontal, este ejercicio permite configurar el plano de origen y destino, como se detallará más adelante.

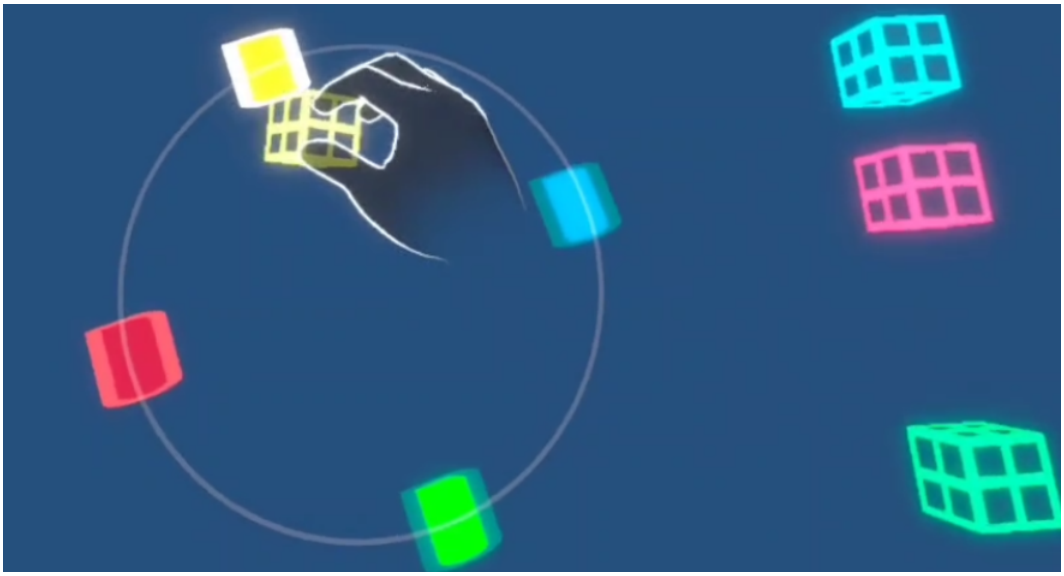


Figura 6.6: *Captura del juego serio Colores basado en RVI y destinado al ejercicio motor fino y grueso de los miembros superiores.*

Alimentos

Una cinta transportadora presenta distintos alimentos virtuales, los cuales deben ser llevados hasta la boca o colocados en cestas. Este juego simula tareas cotidianas y permite trabajar tanto la coordinación como la precisión del movimiento. Es un tipo de ejercicio ampliamente utilizado en terapia ocupacional, ya que contribuye a recuperar la autonomía funcional en actividades diarias como alimentarse, beber o lavarse los dientes (ver Figura 6.7).



Figura 6.7: *Juego serio Alimentos, basado en RVI y destinado al ejercicio motor fino de los miembros superiores.*

Dependiendo del modo de juego seleccionado, los alimentos deben ser depositados en cestas situadas frente al usuario o simular su ingesta, manteniéndolos durante un breve intervalo de tiempo en una posición cercana a la boca.

Los juegos desarrollados cubren la totalidad de los modos de interacción con el entorno virtual, algunos de ellos presentados inicialmente en [43] y [42], todos ellos orientados específicamente a la rehabilitación de la extremidad superior y el tronco en pacientes con LME. Cabe señalar que, con posterioridad, se han desarrollado otros juegos que no están reflejados en dichas publicaciones. Para facilitar la comprensión del tipo de ejercicio y de la interacción principal asociada a cada uno, se incluye la Tabla 6.1. De este modo, se da respuesta a la primera necesidad de adaptación identificada para abordar la pregunta de investigación P2.

Tabla 6.1: *Características de interacción de los juegos serios desarrollados para la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME*

Juego	Interacción	Mono/Bimanual	Movimiento de tronco
BBT	Agarre	Monomanual	No
Portero de balonmano	Toque	Monomanual o Bimanual	Sí
Explorador	Rayo-superficie	Monomanual	No
Colores	Agarre	Monomanual	No
Alimentos	Agarre	Monomanual o bimanual	Sí

6.2.2 Adaptación de la intensidad y dificultad del ejercicio

El segundo principio para obtener una adaptación de los entornos de rehabilitación basados en RVI consiste en incorporar diferentes modos de ejecución de una misma tarea. Pudiendo adaptar el esfuerzo, precisión o incorporando elementos más lúdicos. Esta personalización permite adaptar el ejercicio a la capacidad motora del paciente, realizando tareas más exigentes a medida que el paciente progresa.

Para conseguir una adaptación óptima, se estudia cómo parametrizar los ejercicios terapéuticos para obtener diferentes configuraciones que flexibilicen su ejecución. Para ello, se colaboró con terapeutas y rehabilitadores del HNPT, cuya experiencia previa con tecnologías de RVNI [19, 20] facilitó esta labor. Más allá de establecer niveles de dificultad generales, se optó por parametrizar de manera independiente distintos elementos específicos en función del tipo de ejercicio o tarea a realizar. A continuación se discuten los parámetros considerados de cada uno de los juegos serios desarrollados con el objetivo de adaptarse a la dificultad e intensidad del ejercicio:

- **BBT**: al tratarse de un test estandarizado, este juego permite una menor

parametrización para su configuración. El tamaño de los cubos no puede modificarse, ya que requiere de unas medidas estándar. Lo mismo ocurre con el tiempo, ya que la prueba debe de ser completada en un minuto. Sin embargo, aunque la tarea consiste en mover bloques de un compartimento a otro, se añadió un modo de dificultad que permite realizar la tarea en modo fácil, *atravesando* el separador de los compartimentos. Esto facilita la ejecución a pacientes con movilidad reducida en el hombro. Otro parámetro configurable es la necesidad de agarre, puede ocurrir que el sistema no identifique un agarre funcional, en este caso se permite un agarre automático para realizar la prueba.

- **Explorador**: se definen diferentes trayectorias que el paciente debe seguir, diseñadas previamente por terapeutas en función de objetivos específicos. Cada trayectoria está compuesta por un número determinado de puntos a unir, lo que implica un grado variable de dificultad en función de su complejidad. Una vez seleccionada la trayectoria, es posible modificar su tamaño, eligiendo entre tres opciones: pequeña, mediana o grande. El tamaño afecta directamente al rango de movimiento requerido, ya que para una misma secuencia de puntos, un mayor tamaño implica movimientos más amplios del miembro superior, favoreciendo así la movilidad global del brazo y el control motor grueso.

- **Portero de balonmano**: este juego serio, diseñado con un doble propósito (entrenamiento deportivo y rehabilitación) [2], requirió de diversas adaptaciones para su aplicación en contextos terapéuticos. En el enfoque rehabilitador, se introdujeron modificaciones específicas que permiten personalizar la experiencia en función de las capacidades motoras de cada paciente, todas ellas detalladas en el artículo de compendio *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment* [46]. Al igual que en el resto de juegos serios basados en RVI desarrollados, se emplea el sistema de seguimiento de manos , eliminando la necesidad de controladores físicos, como los utilizados habitualmente en el enfoque deportivo. Asimismo, se adaptaron las dimensiones de la portería, reduciendo su altura a 1.60 metros (frente a los 2.00 metros reglamentarios), con el fin de adecuarla a la posición en sedestación y definir objetivos alcanzables en función del perfil motor de cada usuario. Para ajustar la dificultad del ejercicio, el sistema permite configurar múltiples parámetros: la velocidad y cadencia de los lanzamientos, la curvatura y rotación del balón, la posición de origen del lanzamiento, el número de goles requeridos para completar la sesión y la posibilidad de seleccionar una o ambas manos para interceptar el balón. Esta configuración flexible facilita la adaptación progresiva del ejercicio y permite un ajuste fino en función de los objetivos terapéuticos establecidos para cada paciente.

- **Colores**: como se ha comentado anteriormente, el usuario debe mover y agarrar elementos desde un punto de partida hasta un destino. Este juego

es altamente configurable para adaptarse a las necesidades del paciente y del objetivo terapéutico. Se parametriza el plano de origen y destino, pudiendo ser horizontal-horizontal, horizontal-vertical, vertical-vertical o vertical-horizontal.

Otro parámetro es la secuencia de cubos de colores que debe ser memorizada y posteriormente reproducida. Se ofrecen tres modos de juego: (1) modo fijo, (2) modo progresivo y (3) modo aleatorio. El modo fijo utiliza siempre una secuencia constante que puede ser entre 3 y 8 elementos en la secuencia. Este modo resulta adecuado tanto para pacientes en fases iniciales del tratamiento o con deterioro motor severo (número bajo de elementos) y pacientes en fases más avanzadas del proceso de rehabilitación o con menor deterioro motor (mayor número de cubos para ser reubicados). El modo progresivo incrementa la longitud de la secuencia conforme el paciente supera cada intento correctamente. Este enfoque favorece una evolución gradual en la complejidad de la tarea. Por último, el modo aleatorio genera secuencias impredecibles en cada ejecución. Este modo está orientado a una experiencia más lúdica y dinámica, y resulta especialmente adecuado para pacientes con una capacidad motora mejor preservada y exige una mayor rapidez de adaptación.

A diferencia del resto de juegos, este ejercicio incorpora una carga cognitiva adicional, ya que el usuario debe memorizar la secuencia de colores. Si bien los pacientes con LME con los que se ha trabajado en el HNPT no presentan deterioro cognitivo significativo, los terapeutas han considerado conveniente incluir esta opción configurable para adaptarla según las necesidades específicas del proceso de rehabilitación. La adaptación se ha realizado en dos niveles. El primero consiste en ofrecer al paciente la posibilidad de solicitar ayuda para recordar la secuencia de colores, mediante un botón habilitado con este fin. El segundo permite configurar, antes de iniciar la tarea, si se desea disponer de una guía visual constante. En este último modo, desaparece la carga cognitiva, ya que se muestra al paciente en todo momento el color del bloque que debe mover y su destino correspondiente. Gracias a esta adaptación, el ejercicio puede ejecutarse tanto con un enfoque más lúdico y de estimulación cognitiva (aleatorio y sin guía), como con un carácter más controlado y repetitivo (fijo y con guía). El modo de ejecución controlado es especialmente utilizado para pruebas experimentales, donde se desea minimizar el posible sesgo asociado a la carga cognitiva.

- **Alimentos**: a diferencia del entorno inmersivo basado en el BBT, este juego de tipo *agarre* admite un mayor número de parámetros adaptables. El primero de ellos es el tamaño del objeto, que requiere diferentes posiciones de agarre, permitiendo ejercitar la motricidad fina en distintos niveles de dificultad. Es posible configurar, previa a la ejecución los alimentos que se presentarán en la cinta transportadora, cada uno de ellos implica tamaños diferentes. El segundo parámetro es el tipo de movimiento a realizar, el cual

puede configurarse según las necesidades del paciente: se puede limitar la acción a llevar los alimentos a la boca, moverlos a cestas, o permitir ambos movimientos de forma combinada. Por último, otra adaptación que se describirá más adelante, es la opción de *autoagarre*, que permite mover los elementos sin requerir un gesto de agarre o pinza activa, lo cual resulta especialmente útil para pacientes que no conservan función motora fina.

Como puede deducirse de las adaptaciones mencionadas, es necesario tratar cada uno de los juegos serios de manera individual, ya que sus fines terapéuticos varían en función de los objetivos establecidos por el especialista. En cada uno de ellos se han estudiado cuidadosamente los parámetros configurables con el fin de facilitar su adaptación a las capacidades del paciente. Estos parámetros, que difieren entre juegos, se encuentran accesibles desde el menú inicial de cada ejercicio, lo que permite modificar la configuración más adecuada antes de cada sesión.

Partiendo de estas configuraciones adaptables que permiten ajustar la intensidad, dificultad o carga cognitiva de cada ejercicio de manera individualizada, se abre la posibilidad de evolucionar hacia sistemas inteligentes que ayuden al terapeuta en la personalización de las rutinas. En este sentido, se exploró una línea complementaria de investigación basada en Decision Support System - Sistema de Soporte a la decisión (DDS) que, si bien no se ha integrado en el conjunto de juegos de esta tesis, sí se ha evaluado con los mismos perfiles de pacientes en el HNPT. El primer trabajo se presentó en *Decision Support System for Automatic Adjustment of Rehabilitation Routines for Stroke Patients* [66], donde se propone un sistema basado en lógica difusa capaz de sugerir modificaciones automáticas a las rutinas terapéuticas, en función del rendimiento del paciente. Este trabajo evolucionó hacia una versión más avanzada, publicada como *Explainable AI-driven decision support system for personalizing rehabilitation routines in stroke recovery* [68], que incorpora técnicas de Inteligencia Artificial Explicable (IAE) para justificar las recomendaciones ofrecidas al terapeuta, permitiendo así una toma de decisiones más informada. A partir de métricas como repeticiones, éxito en la ejecución o tiempos de reacción, el sistema propone ajustes personalizados que pueden ser validados o rechazados por el profesional. Aunque fue inicialmente diseñado para pacientes con ictus, la validación preliminar se realizó con pacientes con LME en el HNPT, mostrando buena aceptación y utilidad práctica.

Ambos sistemas se integran en un entorno de telerehabilitación más amplio, descrito inicialmente en *An AI-based Remote Rehabilitation System to Promote Access to Physical Rehabilitation* [32] que evidencia el potencial de la personalización inteligente como herramienta de apoyo clínico para mejorar la adaptación y efectividad de los programas de rehabilitación remotos.

6.2.3 Configuración de la ubicación de objetos virtuales

Este elemento de adaptación resulta esencial para asegurar una rehabilitación efectiva y segura. A lo largo del desarrollo de esta tesis, el concepto de adaptación ha evolucionado significativamente, incorporando mecanismos que optimizan la

experiencia terapéutica y favorecen una personalización real del entorno. Uno de los primeros problemas reportados por los terapeutas del HNPT en el uso de entornos virtuales fue la ubicación inadecuada de los elementos con los que debía interactuar el paciente. Este problema también ha sido identificado por otros estudios, como el llevado a cabo por Villada Castillo et al. [104], centrado en el diseño de exergames en realidad virtual para la rehabilitación del miembro superior. En su trabajo, los autores subrayan la importancia de adaptar la ubicación de los objetos a las capacidades del usuario, ya que una mala accesibilidad puede generar frustración e impedir la finalización de la tarea.

En el caso del primer juego serio desarrollado, basado en la prueba clínica estandarizada BBT, era imprescindible posicionar la caja correctamente para permitir una ejecución adecuada del ejercicio. Esta debía colocarse próxima al paciente, por encima de las rodillas, con el codo flexionado, formando aproximadamente un ángulo de 90 grados entre el brazo y el antebrazo. La fiabilidad de la prueba se veía comprometida cuando la caja no estaba correctamente alineada con el plano funcional del usuario.

En una primera versión del sistema, esta ubicación se realizaba de forma manual. Antes de iniciar el ejercicio, se solicitaba al paciente que calibrara la posición de la caja arrastrándola hasta una localización adecuada, proceso que, si bien permitía una adaptación básica, resultaba tedioso y podía interferir en la fluidez de la sesión.

La propuesta desarrollada se compone de dos elementos principales: por un lado, un sistema de calibración del entorno mediante la estimación del ROM funcional del paciente, y por otro, un algoritmo de detección y reubicación, encargado de posicionar automáticamente los objetos interactivos dentro del PPS del paciente. Dada la complejidad de esta adaptación, se realizan distintos estudios y pruebas. Teniendo en cuenta las condiciones específicas de los usuarios a los que va destinado el procedimiento de calibración y reubicación, el proceso de validación se ha planteado de forma progresiva. En primer lugar, las pruebas se realizaron con participantes sanos, con el objetivo de verificar la viabilidad técnica y funcional del sistema en un entorno controlado y seguro. Posteriormente, se contó con la participación de terapeutas y especialistas del HNPT, quienes aportaron una evaluación cualitativa desde el punto de vista clínico. Finalmente, se aplica a pacientes reales del HNPT bajo la supervisión de especialistas.

Obtención del ROM y altura del paciente en sedestación

La adaptación de los objetos virtuales dentro del entorno inmersivo a posiciones alcanzables por el paciente, en función de su condición motora, la intensidad del ejercicio y los propios requisitos clínicos, constituye uno de los elementos esenciales de adaptación y está recogido en el objetivo O3.2. A continuación, se detallan los trabajos publicados que abordan esta línea de investigación, su aplicación y resultados obtenidos en las sesiones experimentales (O4.1 y O4.2).

La primera publicación *Advanced VR Calibration for Upper Limb Rehabilitation: Making Immersive Environments Accessible* [48] se centra en la primera parte

de la adaptación, el proceso de calibración u obtención del área accesible por el paciente en el espacio tridimensional. Esta calibración se realiza sin necesidad de dispositivos externos, utilizando exclusivamente la información capturada por el entorno virtual, y se basa en referencias anatómicas propuestas por Kapandji [56].

Para validar este sistema, se diseñó un entorno virtual inmersivo que integraba el algoritmo de calibración y una primera versión del algoritmo encargado de detectar elementos virtuales fuera del área calibrada y reubicarlos dentro de la misma. En este entorno, un avatar virtual guía al usuario explicando paso a paso el proceso necesario para una correcta calibración. El procedimiento incluye la calibración de la zona central del espacio, así como el rango de movimiento ROM de ambos miembros superiores (derecho e izquierdo), y la posición de las gafas de realidad virtual en el momento inicial.

Durante el proceso, se solicita al participante que realice movimientos amplios del brazo en los tres planos del espacio: frontal, sagital y transversal. Para facilitar el seguimiento de los movimientos, se representan trazos visuales dentro del entorno, y al finalizar la calibración de cada brazo, se muestran tres elipses que engloban el área alcanzada. Estas elipses actúan como guía para determinar la ubicación óptima de los objetos interactivos. Cabe destacar que todo el proceso de calibración se realiza en sedestación, evitando compensaciones o movimientos del tronco, con el objetivo de obtener una medición precisa y centrada únicamente en el movimiento de los miembros superiores.

Además, se incluye una fase de comprobación mediante un bloque virtual adherido a la mano del usuario. Se le pide que lo mueva libremente en los tres ejes. Si el bloque permanece dentro del rango calibrado se muestra en color verde por el contrario, si sobrepasa los límites estimados, cambia a color rojo. Esta funcionalidad permite comprobar de forma visual y en tiempo real la adecuación de la calibración realizada. Como parte del estudio se solicitó a los participantes sanos que extendieran el bloque más allá de su ROM registrado, con el objetivo de verificar el correcto funcionamiento del sistema de detección de límites. Cabe señalar que este tipo de prueba no es aplicable en pacientes reales por motivos de seguridad.

Posteriormente, se solicitó a los participantes que ejecutaran una versión del juego BBT bajo tres condiciones experimentales, en las cuales la caja era posicionada automáticamente según los datos obtenidos durante la calibración previa. Las configuraciones incluyeron la ubicación centrada frente al usuario, así como posiciones laterales, a la derecha o a la izquierda, dependiendo de la mano utilizada. Es necesario remarcar que la posición adecuada en la que ejecutar el BBT es centrada al usuario, sin embargo en este estudio se utilizan las posiciones laterales con el fin de verificar la capacidad del algoritmo de adaptar la ubicación de los objetos en función del ROM, la estatura del usuario en sedestación y la lateralidad elegida.

Participaron 15 sujetos sanos, con edades comprendidas entre 21 y 43 años y alturas entre 160 y 191 cm. Tras completar las tres condiciones, los participantes respondieron un cuestionario de valoración que incluía preguntas relacionadas

con la experiencia previa en el uso de RVI, la facilidad de uso del proceso de calibración, la comodidad, la adecuación del posicionamiento de la caja y la utilidad percibida.

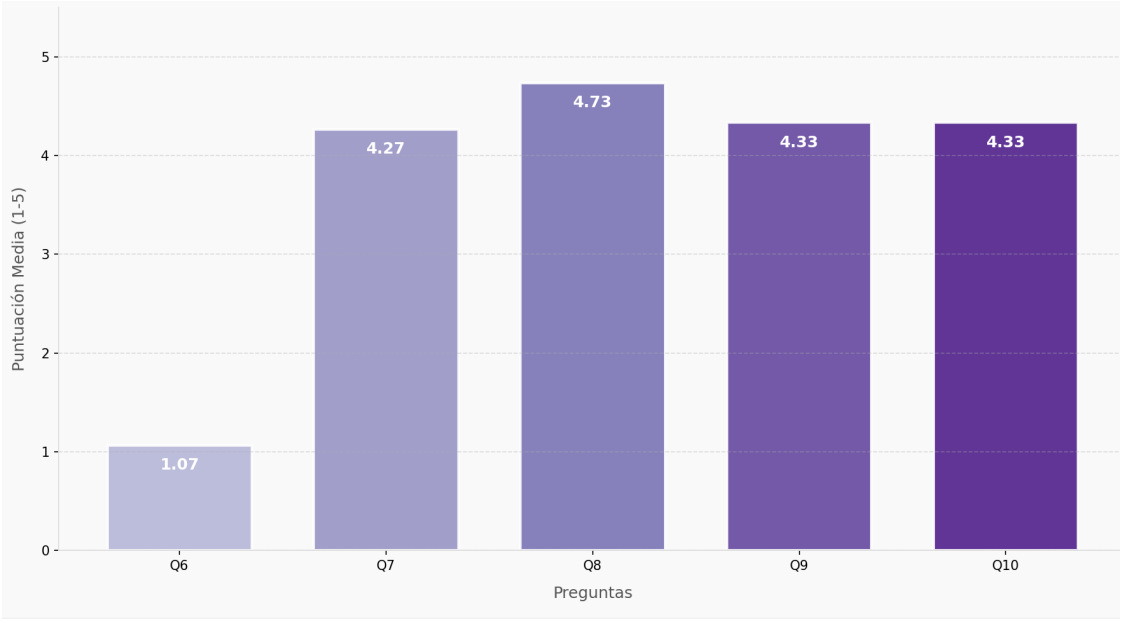


Figura 6.8: *Puntuaciones medias en las preguntas Q6 - Q10, relacionadas con el proceso de calibración del entorno virtual. Las respuestas se recogieron mediante una escala Likert de 1 a 5.*

Los resultados reflejan una valoración muy positiva del sistema de calibración automática. La facilidad de uso queda reflejada en la baja puntuación media obtenida en la pregunta Q6 (**1,07**), que evalúa la complejidad del sistema (1: nada complejo; 5: muy complejo). Por su parte, la adecuación del área de trabajo calibrada obtiene una puntuación media de **4,27** (Q7), donde 5 indica la máxima adecuación. En relación con la posición de la caja en el entorno del juego inmersivo BBT, las medias fueron de **4,73** para la posición centrada (Q8), **4,33** para la lateral derecha (Q9) y lateral izquierda (Q10), siendo 5 la puntuación más alta en todas ellas. Estos resultados arrojan una buena aceptación del sistema tanto en complejidad como en precisión (ver Figura 6.8).

Detección y reubicación de la posición de los objetos virtuales

Tras este primer estudio centrado en el proceso de obtención del ROM del paciente, se desarrolla una segunda publicación *Dynamic Adjustment of Interactive Objects in Virtual Environments for Upper Limb Rehabilitation: A Patient-Centred Solution* [47], que amplía el sistema con el procedimiento de ubicación automática de los elementos virtuales interactuables dentro del área de PPS del paciente. Para ello, el procedimiento se divide en dos algoritmos: uno para la detección de objetos mal posicionados y otro para su reubicación dinámica en el espacio tridimensional.

En primer lugar, el *algoritmo de detección* analiza la posición de cada objeto virtual en relación con el área de trabajo funcional, marcando aquellos que no se encuentran dentro de su ROM operativo. Posteriormente, el *algoritmo de reubicación* asigna nuevas posiciones a los elementos detectados, ajustándolos automáticamente en función de los parámetros del ejercicio y del ROM del paciente.

El diseño del sistema contempla las asimetrías motoras que pueden existir entre los miembros superiores derecho e izquierdo, especialmente en pacientes con LME. Por ello, se definen cuatro zonas de trabajo diferenciadas dentro del entorno virtual (ver Figura 6.9): zona lateral derecha (Z_R), zona lateral izquierda (Z_L), zona central (Z_{Center}) y zona completa (Z_C). Esta zonificación permite adaptar la ubicación de los objetos en función del tipo de ejercicio (monomanual, bimanual o mixto) y su orientación (lateral o central).

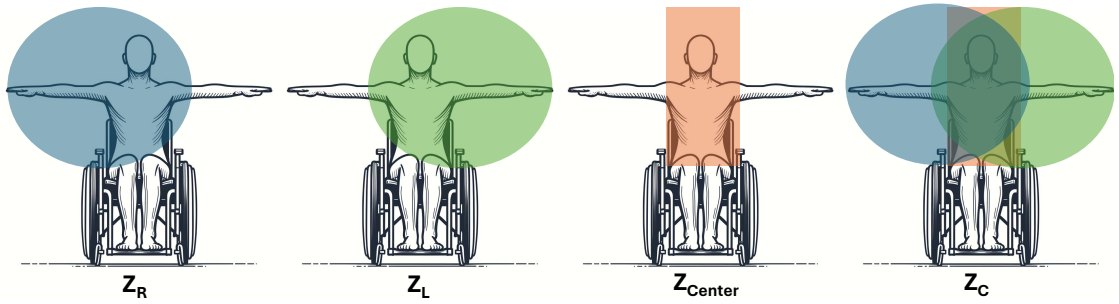


Figura 6.9: *Representación de las diferentes zonas de ejecución del ejercicio en el entorno virtual. De izquierda a derecha: zona lateral derecha ((Z_R)), zona lateral izquierda ((Z_L)), zona central ((Z_{Center})) y zona total ((Z_C)), definida por la combinación de las zonas laterales y central. Imagen extraída de [47]*

Además, el sistema contempla posibles ajustes durante la sesión, para que el terapeuta ajuste la configuración a las necesidades del ejercicio a realizar. Para ello, se introduce un parámetro de umbral de trabajo (U), que permite modificar de forma proporcional los límites del espacio alcanzable definidos durante la fase de calibración. Un valor de umbral del 100 % corresponde exactamente con los límites registrados durante la calibración. Valores inferiores implican una reducción proporcional de esos límites en los tres ejes, útil para ejercicios que exijan menor amplitud de movimiento. Por el contrario, valores superiores al 100 % permiten ampliar el espacio alcanzable, siendo necesarios en ejercicios que requieran estiramientos o desplazamientos laterales del torso.

Adicionalmente, con el fin de adaptar la posición de los objetos virtuales no solo a las capacidades del paciente sino también a los requerimientos específicos del ejercicio, se incorpora una restricción booleana de altura denominada R_{HLimit}. Este parámetro define si los elementos deben situarse por encima de una altura mínima, determinada a partir de la posición vertical de las manos en sedestación con los brazos flexionados a 90 grados (registrada durante la calibración). Si esta restricción está activada, los objetos se reubican automáticamente por encima del nivel de las piernas del usuario. Este ajuste está pensado para restringir o ampliar

el alcance de los ejercicios terapéuticos, promoviendo una mayor participación activa del miembro superior al requerir movimientos en un plano funcional más elevado.

Para evaluar la eficacia de los algoritmos de detección y reubicación automática de objetos virtuales, se diseñó una aplicación piloto desarrollada en Unity, utilizando el SDK de Meta XR, y ejecutada en dispositivos Meta Quest 3. Al igual que ocurre con el proceso de calibración, la prueba se llevó a cabo con participantes sanos, ya que dada la naturaleza de los usuarios finales (pacientes con LME) es necesario confirmar previamente que se trata de un sistema seguro y adecuado. En el entorno virtual, se presentaban cinco bloques distribuidos espacialmente, sin aplicación de gravedad, que deben ser agarrados por el participante y llevados a una posición central frente a su cuerpo. La tarea se ejecuta bajo dos condiciones: inicialmente, con la distribución original de los objetos (sin reubicación), y posteriormente, tras la aplicación del algoritmo de reubicación automática basado en los datos obtenidos durante la calibración. En ambas condiciones se solicitó a los participantes mantener la espalda apoyada en el respaldo de la silla, con el objetivo de evitar movimientos compensatorios del tronco que pudieran sesgar la evaluación del sistema.

Durante el desarrollo del experimento se registran múltiples variables cinemáticas y funcionales. Entre ellas, la posición y orientación de la cabeza HMD, la posición y rotación de ambas manos, tipo y fuerza de agarre, entre otros. Además, se almacenan los parámetros de configuración seleccionados por cada participante junto con la posición exacta de los objetos antes y después del proceso de reubicación.

Los resultados indican que, tras la reubicación automática, todos los objetos quedaron accesibles sin necesidad de realizar grandes desplazamientos corporales, lo que se tradujo en una reducción significativa de los movimientos a lo largo de los ejes X, Y y Z. Esta disminución de la amplitud de movimiento se asocia a una menor exigencia física y una mayor ergonomía durante la interacción, contribuyendo así a un entorno terapéutico más seguro y personalizado. Asimismo, las valoraciones subjetivas recogidas al finalizar la prueba reflejan una percepción positiva de la facilidad de uso y la accesibilidad de los objetos tras el reajuste espacial.

Obtención del ROM del paciente con LME y ajuste dinámico de objetos virtuales

Fruto de los dos trabajos anteriores descritos, surge el artículo de compendio de la presente tesis titulado *Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment* [50]. Esta publicación consolida e integra las propuestas previas, aportando refinamientos en los algoritmos de calibración y reubicación automática de objetos virtuales y representa un avance en términos de validación experimental, al incluir por primera vez una prueba con pacientes reales con LME cervical.

En el procedimiento de calibración se introduce una guía visual secuencial que orienta al paciente durante la ejecución de los movimientos requeridos en los tres planos espaciales. Esta mejora facilita la comprensión de la tarea y

contribuye a una adquisición más precisa del ROM. Asimismo, se optimiza el tratamiento de los datos generados durante esta fase, incluyendo el cálculo del Punto Central de Coincidencia (CPC), un punto de referencia situado próximo al cuerpo del usuario, por encima de las piernas. Este punto se define como la posición alcanzada cuando el paciente mantiene ambos brazos flexionados a 90 grados, y corresponde al centro entre las palmas de las manos en dicha postura. Todos los datos obtenidos durante la calibración se almacenan en un histórico clínico, lo que permite a los terapeutas comparar la evolución del paciente a lo largo del tiempo y analizar los progresos observados en los límites alcanzados del área PPS.

Respecto al reajuste dinámico, se implementan nuevas condiciones automáticas que adaptan el entorno a las necesidades del ejercicio y a la seguridad del paciente. Entre ellas, destaca la activación por defecto del parámetro R_{HLimit} cuando se selecciona la zona central de ejecución (Z_{Center}), evitando así la reubicación de objetos por debajo del nivel de las piernas, una ubicación que sería inaccesible para usuarios en sedestación.

Por último, el entorno virtual utilizado en la experimentación fue rediseñado para adaptarse mejor a las necesidades de los participantes (ver Figura 6.10). Aunque se mantuvo la disposición de cinco bloques virtuales sin gravedad, se eliminó la necesidad de realizar una acción explícita de agarre. Esta decisión tuvo como objetivo reducir el sesgo asociado a la capacidad motora manipulativa, centrándose exclusivamente en la idoneidad de la ubicación de los objetos y la ejecución de la tarea.

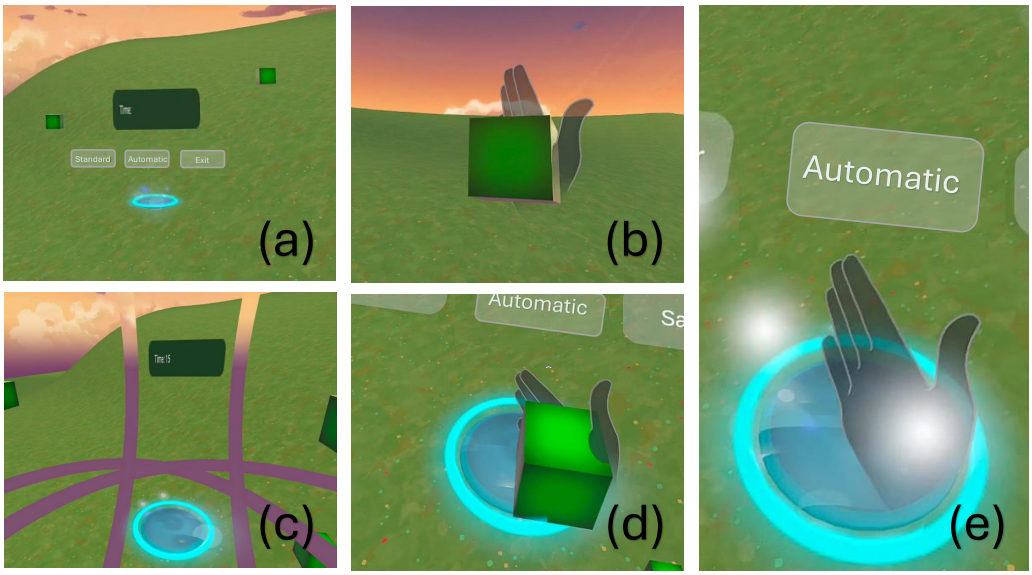


Figura 6.10: *Propiedades del entorno de RVI diseñado para la evaluación de los algoritmos de detección y reajuste automático: (a) cubos sin gravedad; (b) mecanismo de sujeción automática; (c) asistencia visual para indicar los límites; (d) superficie objetivo para la colocación de los cubos; (e) ayuda audiovisual para confirmar la liberación del objeto. Imagen extraída del artículo [50].*

Para ello, se introducen ayudas audiovisuales específicas: se diseña una zona objetivo central visible, donde los bloques debe de ser colocados. Cuando un bloque permanece en esta zona durante aproximadamente un segundo, se considera correctamente ubicado, se libera automáticamente y desaparece. Un mensaje sonoro confirma la acción y facilita la comprensión del estado de la tarea.

La evaluación experimental se llevó a cabo en el HNPT con un total de 24 participantes, de los cuales 14 eran pacientes con LME cervical y 10 sujetos sanos (todos ellos personal clínico del centro). Las edades oscilaron entre los 14 y los 54 años, y las estaturas entre 153 y 187 cm. En el caso de los pacientes, se incluyeron personas con lesiones entre los niveles C5 y C7, con clasificación neurológica.

Tras una fase inicial de calibración personalizada, cada participante completó una serie de ejercicios en tres condiciones experimentales: configuración fija (sin calibración), configuración estándar (basada en el ROM de un sujeto sano de estatura media) y configuración automática (adaptada al ROM individual del usuario). La duración máxima por tarea fue de 60 segundos, permitiendo evaluar no sólo el número de bloques manipulados sino también el tiempo total de ejecución. Dado que la prueba se llevó a cabo con pacientes reales, se solicitó expresamente que no realizaran sobreesfuerzos ni movimientos compensatorios para alcanzar los bloques. Todo el proceso fue supervisado en tiempo real por terapeutas especializados, garantizando tanto la seguridad como el cumplimiento de las condiciones del experimento.

Además de las medidas cinemáticas utilizadas en estudios anteriores (posición de la cabeza, amplitud de movimiento, etc.), en esta evaluación se incorporaron nuevas métricas tanto cuantitativas como cualitativas. Entre los datos analizados destacan: la completud de la tarea, el número total de bloques correctamente colocados en cada condición, el tiempo total de ejecución y el tiempo medio por bloque, la distancia euclídea de reubicación desde posiciones estándar y fijas, y la distribución espacial final por cuadrantes. Asimismo, se recogió la percepción subjetiva de accesibilidad, complejidad y adecuación del entorno, a través de un cuestionario diseñado específicamente para la evaluación.

Los resultados muestran diferencias significativas en el desempeño entre las distintas configuraciones experimentales en cuanto al cumplimiento de la tarea, definida como la capacidad de trasladar los cinco bloques al área objetivo en un tiempo inferior a 60 segundos. En la configuración automática, todos los participantes lograron completar la tarea con éxito, alcanzando una tasa de éxito del $100\,\%$. En cambio, bajo la configuración estándar, la tasa global de éxito se redujo al $62,5\,\%$ ($80\,\%$ para el grupo sano y únicamente un $50\,\%$ para el grupo de pacientes). En la configuración fija, no se solicitó la ejecución de la tarea por razones de seguridad, dado que los bloques estaban situados fuera del ROM individual de todos los participantes, lo que implicaba riesgos derivados de posibles sobreesfuerzos o movimientos compensatorios indeseados.

En cuanto al número de bloques colocados, los participantes alcanzaron una media de 5 bloques en modo automático frente a una media general de $3,95$ en

la configuración estándar. Este valor fue de $4,7$ para los participantes sanos y de $3,42$ para los pacientes. El análisis estadístico (t-test) mostró una diferencia cercana al umbral de significación ($p = 0{,}053$) entre ambos grupos en condición estándar, sugiriendo una tendencia clara a un menor rendimiento en pacientes cuando el entorno no se adapta específicamente a su movilidad.

La eficiencia temporal también mejoró de forma notable en la configuración automática. El tiempo medio por bloque se redujo de $7,99$ segundos a $4,16$ segundos a nivel global, lo que supone una disminución del $47,94\,\%$. En el caso de los pacientes, esta mejora fue aún más pronunciada, pasando de $9,52$ segundos por bloque a $4,40$ segundos (reducción del $53,78\,\%$).

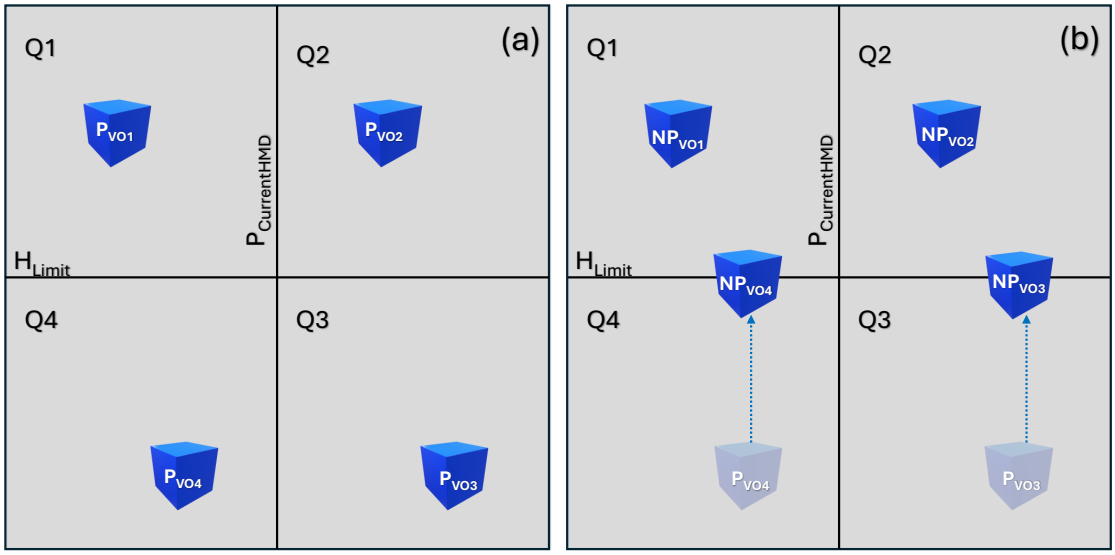


Figura 6.11: *Distribución por cuadrantes (ϕ) de los objetos virtuales. A la izquierda se muestra $\phi(P_{VO})$, correspondiente a la posición original de cada objeto virtual (P_{VO}); a la derecha se presenta $\phi(NP_{VO})$, correspondiente a la nueva posición (NP_{VO}) asignada a cada objeto tras la aplicación del algoritmo de reajuste automático. Imagen extraída del artículo [50]*

Junto con las medidas relativas a la ejecución de la tarea, es necesario analizar si los algoritmos de detección y reubicación de objetos virtuales mantienen la distribución espacial original de los elementos en el entorno tridimensional. Para ello, se dividió el espacio en cuatro cuadrantes definidos en función de la posición del usuario y la altura mínima accesible establecida durante el proceso de calibración. Los cuadrantes se establecen considerando como referencia la coordenada x del HMD en el momento de la ejecución ($P_{\text{CurrentHMD}}.x$) y el umbral vertical H_{Limit}, que representa la altura mínima por encima de las piernas del usuario. Así, cada objeto virtual (p) es clasificado en uno de los siguientes cuadrantes:

$$\phi(p) = \begin{cases} \text{Q1} & \text{si } x \geq P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ y } y \geq H_{\text{Limit}} \\ \text{Q2} & \text{si } x < P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ y } y \geq H_{\text{Limit}} \\ \text{Q3} & \text{si } x \geq P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ y } y < H_{\text{Limit}} \\ \text{Q4} & \text{si } x < P_{\text{CurrentHMD}}.x \text{ y } y < H_{\text{Limit}} \end{cases}$$

En los casos en los que se activa la restricción de altura, los objetos inicialmente situados por debajo del umbral (Q3 y Q4) son desplazados a cuadrantes superiores (Q1 y Q2), asegurando así su accesibilidad sin comprometer la seguridad del paciente.

Los resultados muestran que, tras la reubicación, los objetos se distribuyen mayoritariamente dentro de los cuadrantes originales, respetando así la organización espacial establecida. No obstante, cuando la restricción de altura está activa, los objetos que inicialmente quedaban por debajo del plano definido por H_{Limit} (Q3 y Q4) fueron reubicados en los cuadrantes superiores (Q1 y Q2) (ver Figura 6.11).

Junto con el análisis cuantitativo, se llevó a cabo un análisis cualitativo, esencial para valorar la aceptación del sistema por parte de los usuarios. Los resultados completos se detallan en la sección correspondiente, en respuesta a la Pregunta de investigación 5 (P5), centrada en el grado de aceptación tanto de pacientes como de especialista.

No obstante, cabe destacar de forma resumida que los resultados muestran una baja percepción de complejidad en el uso del sistema de calibración automático (media = $1{,}29 \pm 0{,}46$) y una baja complejidad en el acceso a los objetos interactivos tras la reubicación automática (media = $1{,}12 \pm 0{,}45$).

Los resultados obtenidos, a lo largo de los tres estudios analizados en este apartado, ponen de manifiesto que la configuración automática de los objetos virtuales, basada en un proceso individualizado de calibración del ROM, la postura del paciente (en sedestación) y su estatura, constituye una adaptación esencial para ejecutar las tareas de rehabilitación de manera óptima. Esta personalización no solo mejora la accesibilidad y la eficiencia terapéutica, sino que evita que el propio entorno virtual suponga una barrera para la interacción, garantizando así la seguridad del usuario y la adecuación de los ejercicios a sus capacidades reales.

6.2.4 Mecanismos de interacción personalizables

Una vez establecidos los mecanismos de interacción con el entorno virtual que dan soporte al conjunto de juegos serios basados en RVI para la rehabilitación de miembros superiores en pacientes con LME, surge la necesidad de analizar en profundidad si estos mecanismos están realmente adaptados a las capacidades funcionales de los usuarios finales.

De los cuatro tipos de interacción considerados en el sistema desarrollado, todos ellos han sido evaluados desde una perspectiva de accesibilidad y adecuación terapéutica. A excepción del mecanismo de agarre, el resto de interacciones no presentó dificultades significativas de uso. No obstante, el agarre representa

una interacción esencial para ejercitar la motricidad fina, y a su vez, uno de los retos más relevantes en términos de adaptación.

La SDK proporcionada para el manejo de las interacciones, *Meta XR Interaction SDK*[1] (anteriormente conocida como *Oculus Interaction SDK*), y utilizada como base en este desarrollo, incluye por defecto dos tipos principales de agarre: agarre palmar y agarre en pinza.

Sin embargo, la mayoría de los pacientes con LME cervical no pueden ejecutar estos movimientos de forma precisa, viéndose obligados a adoptar estrategias alternativas de manipulación [69]. Un ejemplo común es el uso de la pinza tenodésica [55], que permite aprovechar la tensión natural de los tendones al extender la muñeca para sujetar objetos, sin requerir control activo de la musculatura de los dedos.

Esta necesidad se convierte en uno de los principales desafíos de adaptación, especialmente considerando que el SDK ha experimentado múltiples actualizaciones desde el inicio del proyecto, modificando en diferentes versiones las Application Programming Interface (API)s utilizadas para la interacción basada en agarres.

Dentro de las interacciones de agarre proporcionadas por la *Meta XR Interaction SDK*[2], la opción más flexible es la denominada *Hand Grab Interactions*, que permite configurar el tipo de agarre admitido (palmar, pinza o ambos), así como los dedos que intervienen en la acción. Esta flexibilidad permite la creación de interacciones más ajustadas al contexto del ejercicio terapéutico. Sin embargo, para que se reconozcan los agarres es necesario un contacto casi total entre los elementos funcionales de la mano. Característica que no simula los agarres reales que varían en función del volumen del objeto, siendo por tanto inadecuada para los pacientes con LME cervical.

Una segunda opción estudiada es *Touch Hand Grab Interaction*[3], que detecta el contacto con el volumen del objeto para iniciar el agarre, simulando una interacción más natural en usuarios sin discapacidad. Aunque esta técnica se adapta mejor a las dimensiones del objeto, su comportamiento en la fase de liberación genera dificultades en pacientes con LME. Tras realizar varias pruebas con pacientes, se descartó esta opción.

Por último, la SDK de Meta ofrece la posibilidad de grabar poses predefinidas para cada objeto[4], de modo que el sistema reconoce la postura de la mano y activa el agarre si coincide con alguna de las poses almacenadas. Esta alternativa resulta válida cuando se busca realismo en la interacción, pero no es viable en contextos de rehabilitación, dado que los pacientes presentan patrones de agarre muy variados.

[1] https://developers.meta.com/horizon/documentation/unity/unity-isdk-getting-started
[2] https://bit.ly/3SmxqcT. Consultado el 15 de mayo de 2025.
[3] https://bit.ly/3ZFq5ZR. Consultado el 15 de mayo de 2025.
[4] https://bit.ly/44T8DVe. Consultado el 15 de mayo de 2025.



Figura 6.12: *Distintos tipos de agarres reconocidos en el juego serio BBT, todos ellos adaptados al volumen del bloque.*

Ante estas limitaciones, se optó por modificar dinámicamente el umbral que *Hand Grab Interactions* utiliza para detectar cuándo se considera que un objeto ha sido agarrado o soltado. En una primera versión del sistema (aplicada al juego BBT, ver [42]), este umbral se ajustaba de forma estática, válida en ese contexto porque todos los objetos eran del mismo tamaño y no requerían variabilidad.

Sin embargo, en juegos posteriores como el *Juego de Colores* o el *Juego de los alimentos*, donde se introducen objetos con tamaños y formas diferentes, se requería una adaptación dinámica. Para ello, se desarrolló una clase incluida en el núcleo del sistema que permite modificar en tiempo de ejecución los umbrales de apertura y cierre en función del volumen y las propiedades del objeto que se va a manipular. Esta solución elimina la necesidad de emplear poses grabadas previamente y mejora la personalización de la interacción (ver Figura 6.12).

Dada la necesidad de seguir explorando la adaptación de los mecanismos de interacción manual y los avances conseguidos en contextos clínicos, se amplía su aplicación a entornos no directamente relacionados con la rehabilitación, como los espacios de compra inmersiva. En estos escenarios, se persigue una adaptación más universal de las interacciones, orientada a mejorar la accesibilidad para personas con diversidad funcional, extendiendo así los beneficios de los desarrollos previos a nuevos dominios como el comercio electrónico en entornos de RVI [35, 36].

En resumen, la adaptación de entornos de RVI utilizados para la rehabilitación de los miembros superiores para pacientes con LME requiere un enfoque centrado en el paciente. Este enfoque integral combina el diseño de ejercicios funcionales (en entornos de RVI) personalizados, ajuste dinámico de la dificultad, ajuste automático de objetos dentro de PPS y mecanismos de interacción accesibles.

La adaptación personalizada del entorno, unida al módulo de gestión individual por paciente, permite no solo configurar y almacenar parámetros implicados

en cada una de las adaptaciones vistas anteriormente, sino también recuperarlos automáticamente en sesiones posteriores. Gracias a este sistema, si las condiciones funcionales del paciente no han variado, no es necesario repetir el proceso de calibración ni reajuste, ni de las opciones utilizadas para la ejecución del ejercicio, lo que reduce la carga operativa para el terapeuta.

En relación con este tipo de adaptación, cabe destacar que su aplicabilidad no se limita únicamente al ámbito clínico. De hecho, esta línea de trabajo ha sido también explorada en contextos no terapéuticos, como es el caso de los entornos de compra virtual. En particular, las publicaciones *Adaptation of Interaction Mechanisms in Virtual Reality Shopping Environments for People with Upper Limb Motor Difficulties* [35] y *Enhancing Hand Interactions and Accessibility in Virtual Reality Environments for Users With Motor Disabilities: A Practical Case Study on VR-Shopping* [36] presentan una propuesta de adaptación de las interacciones en experiencias de compra inmersivas, orientada a personas con limitaciones motoras en las extremidades superiores. Aunque no se enmarcan en un entorno clínico, estas soluciones han sido validadas en parte por pacientes reales con LME en colaboración con el HNPT.

6.2.5 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P2.

Los resultados obtenidos en esta tesis permiten concluir que la adaptación de los entornos de rehabilitación basados en RVI a las capacidades reales e individualizadas de los pacientes con LME no solo es necesaria, sino crítica para el éxito terapéutico.

Las adaptaciones propuestas abarcan desde el diseño de juegos serios con ejercicios extrapolables a actividades de la vida diaria, hasta la incorporación de niveles configurables de dificultad, la reubicación automática de objetos interactivos en función del ROM y la estatura del paciente en sedestación, y el desarrollo de mecanismos de interacción accesibles, adaptados a sus capacidades motoras. Este abordaje integral del concepto de adaptación permite configurar entornos virtuales que se ajustan de forma precisa a las necesidades terapéuticas individuales. Los resultados obtenidos, tanto en estudios con pacientes reales como con sujetos sanos, demuestran que el uso de entornos adaptados mejora significativamente el desempeño de los ejercicios, reduce la carga física, favorece la accesibilidad y garantiza la seguridad del usuario, frente a las limitaciones observadas en configuraciones no adaptadas.

Para facilitar la relación entre los objetivos cubiertos por esta pregunta de investigación y las publicaciones realizadas dentro de la tesis se muestra la Figura 6.13.

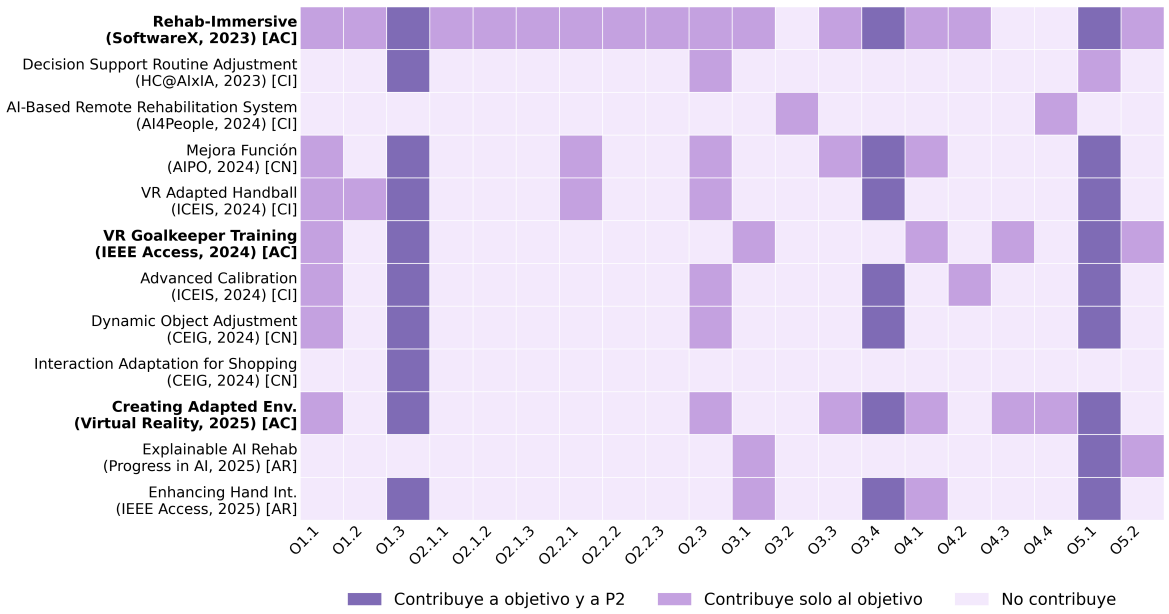


Figura 6.13: *Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P2 - Adaptación de los entornos de rehabilitación basados en RVI. Cada fila corresponde a una publicación ([AC] Artículo de Compendio, [AR] Artículo de Revista (no forma parte del compendio), [CI] Congreso Internacional, [CN] Congreso Nacional, [CL] Capítulo de Libro). Las columnas representan los objetivos parciales. El color morado oscuro se utiliza para marcar la intersección entre publicación y objetivo.*

6.3 Pregunta de investigación 3. Accesibilidad y seguridad

> *¿Son accesibles y seguros los entornos de RVI para la rehabilitación de miembros superiores, y cómo impacta en el proceso de rehabilitación?*

El desarrollo de entornos accesibles y seguros constituye un requisito esencial para la integración real de la RVI en programas de rehabilitación física. Esta necesidad es aún más crítica en el caso de pacientes con lesión medular espinal (LME), cuyo perfil funcional incluye severas limitaciones en movilidad, sensibilidad y control postural [77]. Para abordar esta pregunta de investigación, es necesario entender que adaptación, accesibilidad y seguridad no son conceptos independientes: un entorno adaptado a las capacidades reales del paciente no solo mejora la experiencia de uso, sino que promueve un entorno accesible y previene riesgos derivados de interacciones forzadas, mal diseñadas o ejercicios inadecuados.

Por ello, para dar respuesta a esta pregunta se amplió el estudio del estado del arte, centrando la atención en la identificación de barreras que dificultan el acceso de pacientes con LME a entornos de rehabilitación basados en RVI, especialmente en aquellos orientados a la recuperación funcional de los miembros superiores y

el tronco (O1.3).

Las distintas adaptaciones descritas en la Pregunta de investigación 2 son fundamentales para garantizar que los entornos de RVI sean accesibles y seguros para pacientes con LME. Adaptaciones en este caso, centradas en tareas de rehabilitación del miembro superior y teniendo en cuenta la condición de sedestación. A continuación, se justifica cómo cada uno de los mecanismos abordados contribuye a estos dos principios clave:

- **Diseño de juegos serios basados en RVI específicos para la rehabilitación de LME**: los ejercicios implementados se inspiran en actividades de la vida cotidiana ([42, 46](alimentación, alcance, coordinación bimanual), lo que facilita la transferencia terapéutica (O2, O3.4). El diseño, desarrollo y pruebas realizadas en colaboración con terapeutas, rehabilitadores y pacientes con LME aseguran que las tareas estén alineadas con las capacidades reales del paciente, incrementando tanto la accesibilidad como la seguridad funcional del entorno.
- **Calibración individual del ROM**: permite delimitar con precisión el espacio funcional alcanzable por cada paciente ([48], O3.2). Estableciendo de este modo, un área segura dentro de la cual el paciente puede interactuar con los objetos que requieran manipulación directa.
- **Reubicación automática de objetos virtuales**: los elementos interactivos del entorno virtual inmersivo se posicionan dinámicamente dentro del PPS real del paciente a partir de su ROM (O3.2). Esta ubicación evita que el paciente realice compensaciones posturales y sobreesfuerzos que podrían comprometer la seguridad de la actividad. Estudios recientes, como el de Donati et al. [25], ponen de manifiesto la importancia de considerar el control postural y del tronco en el diseño de ejercicios rehabilitadores en realidad virtual inmersiva. Además, los autores destacan la ausencia generalizada de esta consideración en los estudios analizados, lo que refuerza la necesidad de integrar mecanismos de adaptación espacial como el propuesto. Junto con la seguridad, esta adaptación también ha demostrado ser eficaz en términos de eficiencia y completitud de las tareas, tal y como se evidenció en el artículo de compendio [50], favoreciendo así la accesibilidad a los entornos virtuales de rehabilitación con independencia del juego serio utilizado.
- **Adaptación de la interacción de tipo agarre**: el ajuste dinámico de los umbrales que determinan la activación de los distintos tipos de agarre (palmar o pinza) en tiempo de ejecución y en función del volumen del objeto virtual permite que pacientes con afectación motora grave puedan interactuar con el entorno. Convirtiéndolo, en términos de interacción, en un entorno virtual accesible (O3.3).
- **Ajuste de la intensidad y dificultad de los ejercicios**: el uso de parámetros configurables (tamaño del objeto, velocidad, número de repeticiones, posición, etc.) permite adaptar el ejercicio a la evolución clínica del paciente

(O3.1). Esta capacidad de ajuste previene la aparición de fatiga muscular excesiva, adaptando la sesión a las necesidades del paciente en función de la lesión y de la evolución sin comprometer la seguridad. Elemento destacable en diversos estudios como el de González-González et al. [33], donde se señala que los niveles progresivos de dificultad permiten adaptar el esfuerzo requerido a distintas fases de la rehabilitación, reduciendo así el riesgo de sobreesfuerzos innecesarios.

Para completar los aspectos fundamentales vinculados a la accesibilidad en entornos virtuales inmersivos destinados a la rehabilitación del tronco y los miembros superiores en pacientes con LME, se han incorporado tres componentes adicionales. Estas incorporaciones se alinean con las adaptaciones previamente descritas, orientadas a garantizar entornos seguros y accesibles: diseño de interfaces accesibles y uso de los ejercicios con independencia de la capacidad de prensión del paciente.

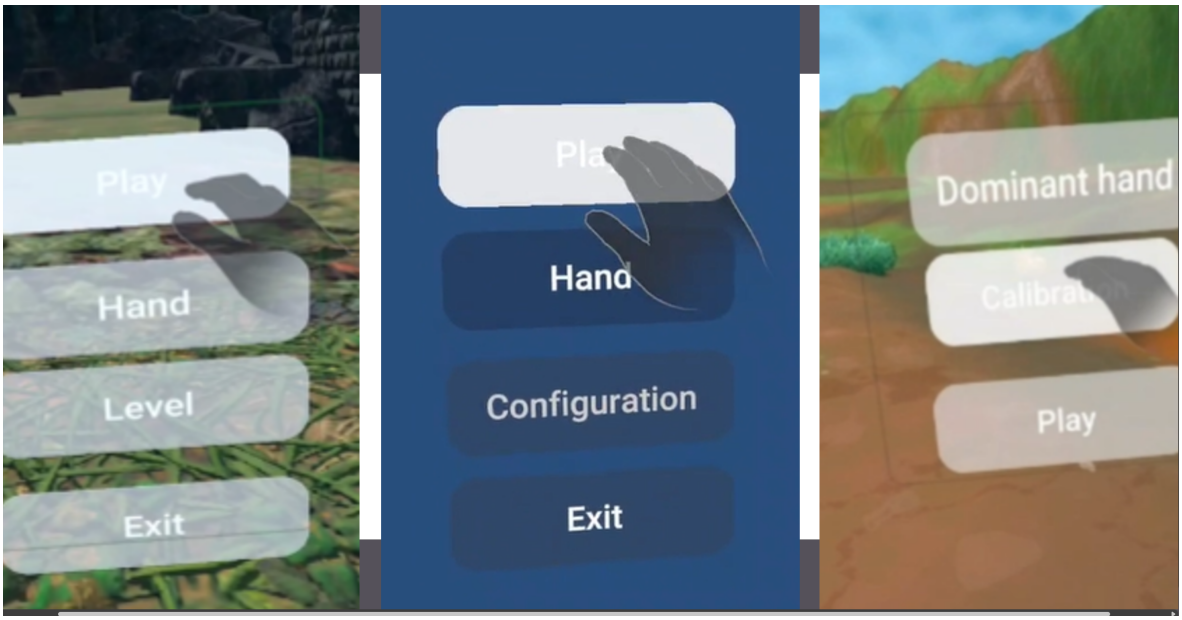


Figura 6.14: *Imágenes de los menús empleados en los juegos serios inmersivos diseñados para la rehabilitación de los miembros superiores y el tronco.*

Para que un entorno virtual inmersivo pueda considerarse plenamente accesible es necesario que el paciente pueda acceder e interactuar de forma autónoma con todas las interfaces del sistema. Este modo de accesibilidad implica incorporar opciones de personalización y ajustes que se adapten a diferentes capacidades físicas, tal como señalan Holmner et al. [52]. Con este propósito, se han diseñado interfaces simplificadas para todos los juegos serios, compuestas por botones flotantes de gran tamaño y fácilmente seleccionables mediante cualquier parte de la mano (Sección 6.3). Esta solución permite la interacción incluso en pacientes con capacidades motoras reducidas, que pueden activar las opciones disponibles utilizando el puño, la palma abierta o el dorso de la mano.

Además, se ha reducido el número de elementos visuales presentes en los menús, con el objetivo de facilitar su comprensión, minimizar la carga cognitiva y el número de interacciones para configurar el ejercicio. Esta medida de accesibilidad está alineada con el objetivo O4.1 y es una constante en todos los juegos serios basados en RVI para la rehabilitación de los miembros superiores diseñados y desarrollados en el O2. Así consta en diferentes publicaciones realizadas dentro del desarrollo de la tesis [42, 44, 49, 3, 47, 46].

El segundo componente abordado en términos de accesibilidad se refiere a la posibilidad de ejecutar los ejercicios independientemente de la capacidad de prensión del paciente. Aunque la interacción manipulativa es fundamental en la rehabilitación de los miembros superiores, algunos pacientes, debido a la localización y tipo de su lesión medular o al momento evolutivo en su proceso de recuperación, no pueden realizar agarres funcionales, ni siquiera mediante estrategias compensatorias como la tenodesis.

En este contexto, se ha implementado un mecanismo de interacción adaptado denominado autoagarre (O4.2). Esta funcionalidad permite que un objeto virtual se adhiera automáticamente a la mano del usuario al alcanzar la posición de inicio, y se libere igualmente de forma automática al llegar al punto de destino, sin necesidad de ejecutar una acción de prensión.

Para determinar cuándo aplicar esta opción, se ha diseñado un sistema de calibración previo, en el que el paciente debe intentar agarrar un objeto en una escena específica del entorno virtual. Si el sistema no detecta agarre, se activa automáticamente el mecanismo de autoagarre, garantizando así la ejecución del ejercicio. Esta calibración no se basa en la ubicación espacial de los objetos, como en el caso de la reubicación automática descrita previamente, sino en la capacidad funcional del paciente respecto a esta interacción concreta. Gracias a esta medida, es posible garantizar el acceso a ejercicios que, de otro modo, no serían realizables por pacientes con afectaciones severas en los miembros superiores.

Un ejemplo representativo es la adaptación del BBT, que en el entorno virtual ha sido modificado para evaluar movimientos direccionales (de derecha a izquierda y viceversa) sin requerir una prensión activa del bloque. Esta funcionalidad también se ha integrado en otros juegos serios como *Colores* y *Alimentos*, eliminando una barrera de accesibilidad y permitiendo su utilización por un espectro más amplio de pacientes con lesión medular cervical.

Junto con las adaptaciones previamente descritas que promueven entornos seguros, se ha desarrollado un sistema específico para la detección de sobreesfuerzo, orientado a prevenir la aparición de fatiga muscular y compensaciones indeseadas durante los ejercicios de rehabilitación (O4.4). Esta línea de trabajo ha dado lugar a dos estudios complementarios. El primero, presentado en *Fatigue Detection Model for Upper Limb Rehabilitation in Virtual Reality* [30], propone una versión inicial del modelo de detección de fatiga basado en cinemáticas almacenadas con gafas Meta Quest 3 durante la realización del juego serio BBT. Esta versión incluyó métricas como el tiempo que un bloque permanece agarrado, el número de veces que se recoge el mismo bloque y su identificador, y fue

validada con seis participantes sanos, siguiendo la práctica habitual en etapas iniciales para no comprometer la integridad física de los pacientes.

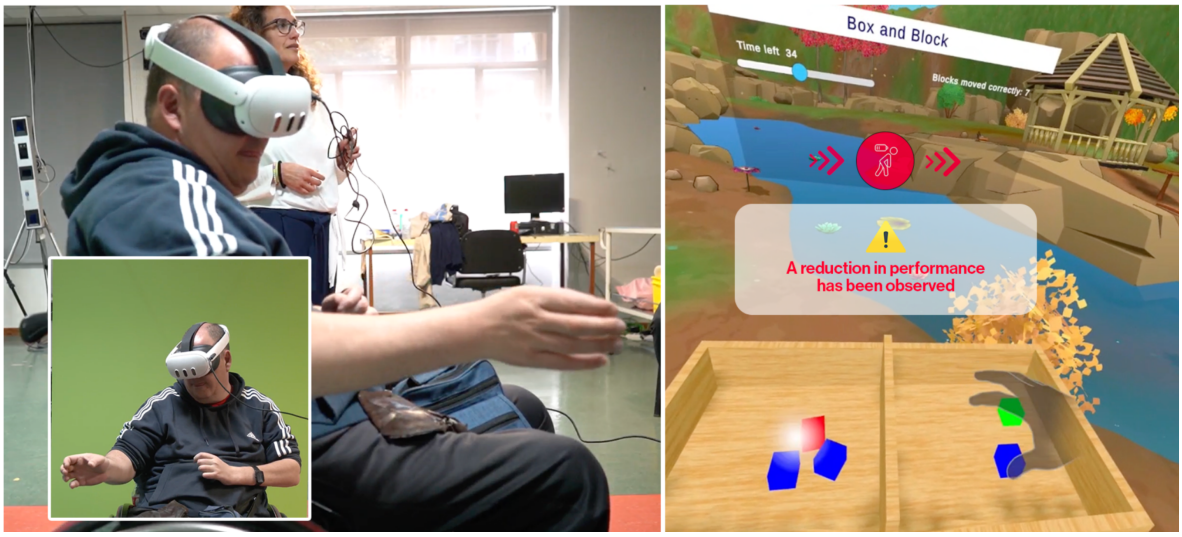


Figura 6.15: *a) Participante realizando el ejercicio en la plataforma Rehab-Immersive; b) Captura de pantalla tomada del video para mostrar el momento en que el módulo de detección de fatiga generó una alerta. Imagen obtenida del artículo An Adaptive Fatigue Detection Model for Virtual Reality-Based Physical Therapy ([67]).*

El trabajo fue posteriormente ampliado y validado con pacientes reales en el estudio *An Adaptive Fatigue Detection Model for Virtual Reality-Based Physical Therapy* [67], que representa una evolución directa del anterior. Este modelo incorpora nuevas métricas y emplea operadores Ordered Weighted Averaging (OWA) y lógica difusa para calcular niveles personalizados de fatiga, generando informes gráficos y alertas que ayudan al terapeuta a tomar decisiones informadas durante la terapia. El sistema permite estimar el nivel de fatiga del paciente y emite alertas ante valores preocupantes, posibilitando así la adaptación dinámica de la terapia. El sistema, validado con sujetos sanos y pacientes reales en el HNPT utilizando el juego serio virtual BBT, mostró una alta correlación con la percepción subjetiva de fatiga. La información presentada al terapeuta incluye un informe detallado de fatiga con una clasificación por niveles y un componente visual en forma de vídeo, que resalta gráficamente los momentos clave de aparición de fatiga durante la ejecución de los ejercicios prescritos (ver Figura 6.15).

La necesidad de garantizar la accesibilidad y seguridad de los entornos inmersivos de rehabilitación, se ha analizado en otros contextos relacionados con pacientes con LME. La propuesta presentada en *VR-ADAPT: An Immersive Learning and Training Environment for Wheelchair Users with Recent Spinal Cord Injuries* [5] plantea un entorno inmersivo orientado al aprendizaje del uso de la silla de ruedas para personas con LME recientes. Aunque no se trata de una plataforma estrictamente rehabilitadora desde el punto de vista clínico, sí comparte objetivos relacionados con la accesibilidad, el diseño adaptado a las capacidades del usuario y la minimización de riesgos durante la interacción.

Además, cabe destacar el trabajo presentado en el artículo *Innovative Haptic-Based System for Upper Limb Rehabilitation in Visually Impaired Individuals* [4], que, aunque no está centrado en pacientes con LME sino en personas con discapacidad visual, aborda la accesibilidad en entornos de rehabilitación desde una perspectiva complementaria. En particular, este artículo propone el diseño de un sistema háptico-auditivo que mejora la percepción y manipulación de objetos virtuales (O4), permitiendo una interacción más inclusiva para usuarios con limitaciones sensoriales.

Para completar los elementos y consideraciones necesarios para garantizar un entorno seguro en la rehabilitación del tronco y los miembros superiores en pacientes con LME, es imprescindible tener en cuenta también los posibles efectos adversos derivados del uso de la tecnología empleada. En el caso de los entornos basados en RVI, uno de los efectos secundarios más frecuentemente reportados y estudiados es el cibermareo (cybersickness), que puede manifestarse en forma de mareos, fatiga visual o desorientación, especialmente en usuarios con mayor sensibilidad sensorial [81]. Este fenómeno compromete la seguridad del paciente durante la sesión de rehabilitación y puede dificultar la adherencia al tratamiento o incluso impedir su aplicación continuada en ciertos perfiles clínicos.

El cibermareo suele experimentarla especialmente usuarios que permanecen físicamente estáticos mientras perciben movimiento dentro del entorno virtual, debido a la discrepancia entre las señales visuales y propioceptivas. Sin embargo, dado el perfil clínico de los pacientes con LME, resulta primordial estudiar de forma específica cómo estas alteraciones pueden afectarles.

Además, recientes revisiones como la de Creed et al. ([18]) destacan que el cibermareo constituye una de las principales barreras para la adopción generalizada de la RV en contextos inclusivos, subrayando la necesidad de estrategias de diseño que minimicen este tipo de efectos en usuarios con diversidad funcional.

Una de las herramientas más ampliamente utilizadas para analizar los posibles efectos adversos relacionados con el cibermareo es el cuestionario Virtual Reality Sickness Questionnaire (VRSQ). Se trata de una versión reducida del Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) diseñada específicamente para contextos de RV. Este cuestionario recoge nueve síntomas agrupados en dos dimensiones principales: *oculomotora* y *desorientación*. Cada síntoma se valora mediante una escala Likert de cuatro niveles de intensidad, que va desde la ausencia total (1) del síntoma hasta su manifestación severa (4). Para facilitar la interpretación de los resultados, las puntuaciones obtenidas en cada dimensión se normalizan a una escala de 0 a 100. Este cuestionario ha sido empleado en distintos estudios clínicos para evaluar los efectos adversos asociados al uso de entornos de RV. Este instrumento permite cuantificar la presencia de síntomas como la desorientación o las molestias oculomotoras, aspectos críticos para valorar la tolerancia del usuario a experiencias inmersivas.

En las tres publicaciones que se detallan a continuación, se utilizó el cuestionario VRSQ con el objetivo de evaluar la tolerancia de los participantes al mismo ejercicio de rehabilitación (O5.1) ejecutado en dos condiciones tecnológicas

Tabla 6.2: *Puntuaciones del cuestionario VRSQ en participantes sanos (P001-P005), comparando tecnologías inmersivas (Meta Quest 2) y no inmersivas LMC.*

Paciente	Tecnología	Oculomotor	Desorientación	Total
P001	Meta Quest 2	25.00	20.00	22.50
P001	LMC	0.00	0.00	0.00
P002	Meta Quest 2	16.66	0.00	8.33
P002	LMC	0.00	0.00	0.00
P003	Meta Quest 2	8.33	0.00	4.16
P003	LMC	0.00	0.00	0.00
P004	Meta Quest 2	0.00	0.00	0.00
P004	LMC	0.00	0.00	0.00
P005	Meta Quest 2	0.00	0.00	0.00
P005	LMC	0.00	0.00	0.00

distintas: una no inmersiva, mediante tecnología LMC, y otra inmersiva, utilizando gafas Meta Quest 2. En la primera de ellas, el trabajo titulado *Comparative Evaluation of Non-immersive and Immersive Approaches for Upper Limb Rehabilitation: A Performance and Usability Study* [49], se aplicó el cuestionario VRSQ a un grupo de cinco participantes sanos. Las puntuaciones reflejan que, en general, los participantes experimentaron muy poca o ninguna incomodidad durante la experiencia virtual. Tanto los indicadores relacionados con molestias visuales como aquellos vinculados a la desorientación presentaron valores muy bajos o incluso nulos en la mayoría de los casos. Al comparar las experiencias inmersivas y no inmersivas, se observan algunas diferencias en cuanto al malestar visual, aunque las puntuaciones tienden a ser bajas en ambos entornos. La única excepción notable corresponde al participante *P001*, que registró valores más elevados al utilizar la tecnología inmersiva (Meta Quest 2) (Tabla 6.2). En la Figura 6.16 se pueden observar las puntuaciones medias obtenidas en las dos dimensiones.

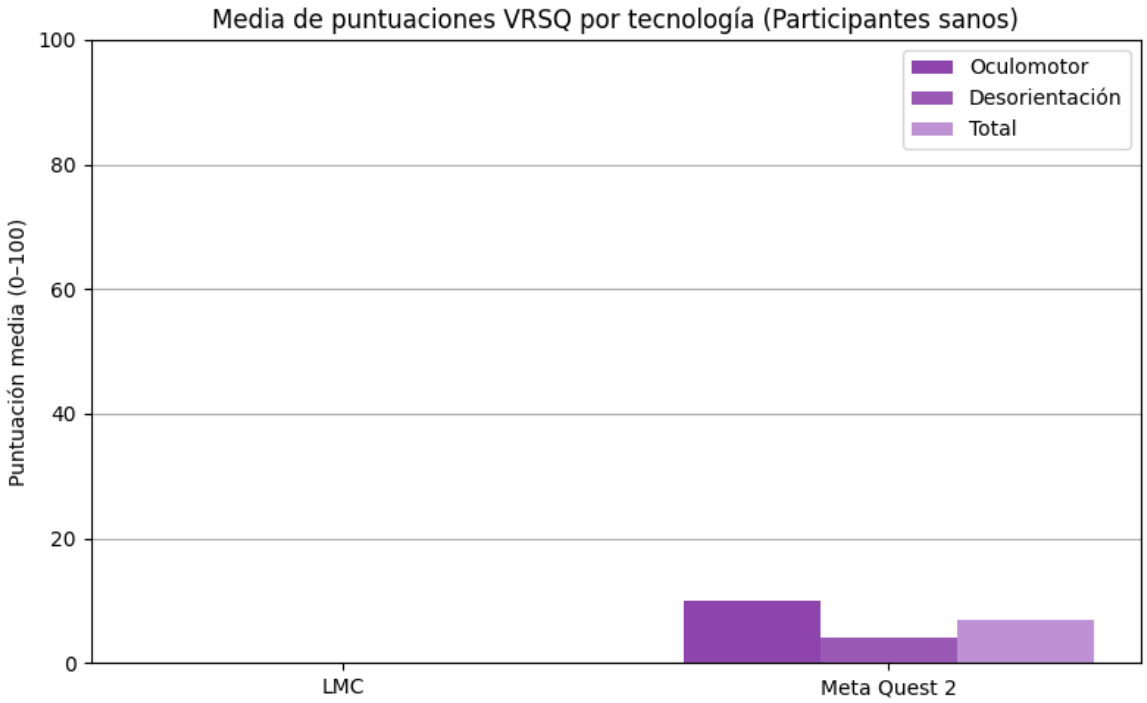


Figura 6.16: *Puntuaciones medias en el cuestionario VRSQ para participantes sanos, comparando tecnología inmersiva (Meta Quest 2) y no inmersiva (LMC). Las barras muestran los valores promedio para las dimensiones oculomotora, desorientación y total. Datos extraídos del artículo Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores ([49]).*

Como ampliación de este estudio, en el artículo *Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores* [45], se repitió el cuestionario VRSQ incluyendo a pacientes con LME cervical. En el estudio participaron 6 pacientes con LME y 6 sujetos sanos como grupo de referencia, y realizaron el mismo ejercicio virtual (BBT) tanto en un entorno no inmersivo utilizando LMC, como en otro inmersivo a través de las gafas Meta Quest 2.

Los resultados obtenidos (ver Tabla 6.3) muestran que, en general, los participantes toleraron adecuadamente la experiencia virtual. No obstante, al comparar las puntuaciones medias del cuestionario VRSQ (expresadas en una escala de 0 a 100, donde valores más altos reflejan mayor incomodidad) se observaron diferencias relevantes. Los sujetos sanos presentaron una puntuación total media más elevada (5,83) en comparación con los pacientes con LME (2,78), lo que sugiere una mayor percepción de malestar durante el uso del sistema. Esta diferencia fue especialmente notable en la subescala de desorientación, donde los sanos alcanzaron una media de 3,33 frente a un valor de 0 en el grupo de pacientes (ver Sección 6.3).

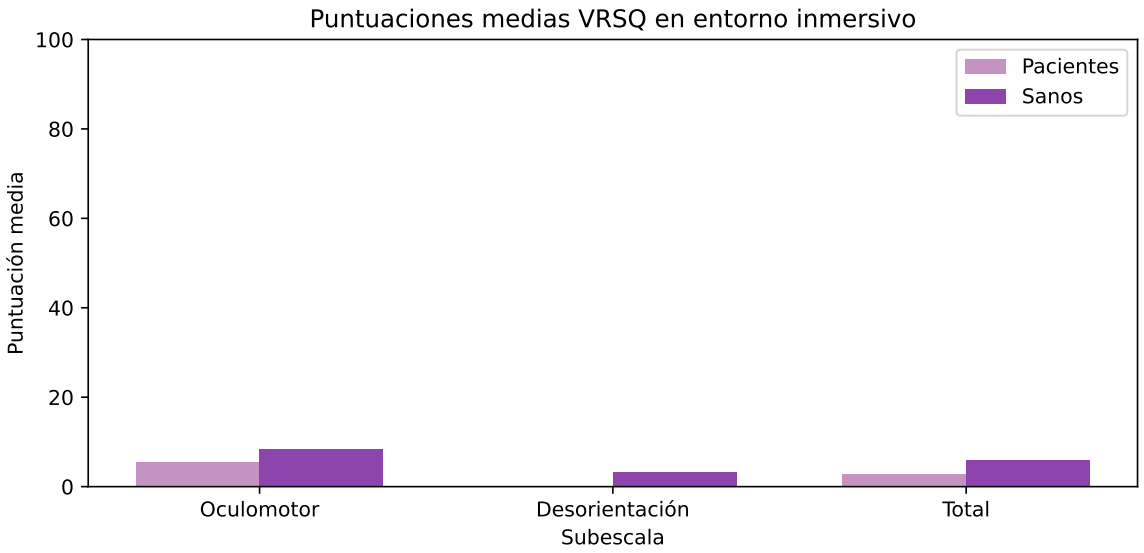


Figura 6.17: *Puntuaciones medias en el cuestionario VRSQ para participantes sanos y con LME cervical en entorno inmersivo. Datos extraídos del artículo Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores [45].*

Tabla 6.3: *Puntuaciones del cuestionario VRSQ en pacientes (P1–P6) y participantes sanos (H1–H6), comparando tecnologías inmersiva (RVI) y no inmersiva (RVNI).*

ID	Meta Quest 2			Leap Motion Controller		
	Oculomotor	Desorientación	Total	Oculomotor	Desorientación	Total
P1	0.000	0.0	0.000	0.000	0.0	0.000
P2	8.333	0.0	4.167	0.000	0.0	0.000
P3	8.333	0.0	4.167	0.000	0.0	0.000
P4	0.000	0.0	0.000	0.000	0.0	0.000
P5	0.000	0.0	0.000	0.000	0.0	0.000
P6	16.667	0.0	8.333	25.000	0.0	12.500
H1	0.000	0.0	0.000	0.000	0.0	0.000
H2	25.000	20.0	22.500	0.000	0.0	0.000
H3	16.667	0.0	8.333	0.000	0.0	0.000
H4	8.333	0.0	4.167	0.000	0.0	0.000
H5	0.000	0.0	0.000	0.000	0.0	0.000
H6	0.000	0.0	0.000	8.333	0.0	4.167

Siguiendo esta línea de análisis, en el artículo *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment* [46], se continuó estudiando la posible aparición de molestias asociadas al uso de tecnologías inmersivas. Aunque en este caso no se utilizó un

cuestionario clínico estandarizado como el VRSQ, se incluyeron preguntas específicas para valorar la presencia de síntomas relacionados con el cibermareo. En particular, la pregunta *Q9* se centraba en evaluar si los nueve participantes experimentaron mareos, desorientación o sensación de desequilibrio durante la realización del ejercicio, en el que el usuario adoptaba el rol de portero en un juego serio de balonmano. Las respuestas, recogidas mediante una escala Likert de 5 puntos, arrojaron una media de 1,22, lo que refleja una percepción muy baja de malestar. En concreto, ocho de los nueve participantes no reportaron ningún síntoma negativo, y solo uno indicó síntomas de intensidad moderada.

6.3.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P3

Los resultados obtenidos a lo largo de esta tesis permiten afirmar que los entornos de RVI diseñados para la rehabilitación de miembros superiores son tanto accesibles como seguros, siempre que integren mecanismos de adaptación, personalización e interacción adecuados a las capacidades reales del paciente. Con el fin de facilitar la visualización de los objetivos detallados y las publicaciones que han contribuido a dar respuesta a la pregunta de investigación P3, se presenta la Figura 6.18.

Los objetivos cubiertos para alcanzar tal conclusión, así como las publicaciones asociadas, se muestran en la Figura 6.18. Las soluciones propuestas, centradas en pacientes con LME, han demostrado ser eficaces en la reducción de barreras funcionales y en la prevención de riesgos derivados de interacciones forzadas o ejercicios mal configurados. En la Figura 6.18 se presenta una matriz que muestra la contribución de las publicaciones desarrolladas a lo largo de esta tesis a los objetivos específicos vinculados con la pregunta de investigación P3, relacionada con la accesibilidad y seguridad de los entornos de RVI.

Además, la tolerancia fisiológica a estos entornos ha sido evaluada mediante el cuestionario VRSQ, cuyos resultados muestran niveles de malestar muy bajos tanto en pacientes como en usuarios sanos. La ausencia de síntomas relevantes de cibermareo en la mayoría de los casos refuerza la viabilidad clínica del uso de RVI como herramienta terapéutica segura.

Por tanto se puede concluir que, la combinación de diseño centrado en el paciente, calibración personalizada, adaptación del entorno virtual y del ejercicio a realizar y sistemas de control del sobreesfuerzo constituye una base sólida para garantizar accesibilidad y seguridad en programas de rehabilitación mediante RVI en pacientes con LME.



Figura 6.18: *Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P3 - Accesibilidad y seguridad de los entornos de RVI para la rehabilitación. Cada fila corresponde a una publicación ([AC] Artículo de Compendio, [AR] Artículo de Revista (no forma parte del compendio), [CI] Congreso Internacional, [CN] Congreso Nacional, [CL] Capítulo de Libro). Las columnas representan los objetivos parciales. El color morado oscuro se utiliza para marcar la intersección entre publicación y objetivo.*

6.4 Pregunta de investigación 4. Aceptación

> *¿Qué factores técnicos, terapéuticos y humanos determinan la aceptación de los entornos de RVI en programas de rehabilitación para LME, según pacientes y terapeutas?*

La aceptación de los entornos de rehabilitación basados en RVI no puede considerarse de forma aislada, sino como parte de un proceso complejo y multidimensional que comienza por garantizar un entorno seguro y accesible. Sin estos requisitos, su aplicación en pacientes reales no sería viable. La falta de seguridad impediría su uso clínico, mientras que la ausencia de accesibilidad comprometería la integridad física del paciente. Tal como se expuso en la respuesta a la pregunta de investigación P3, en esta tesis se han implementado mecanismos de adaptación personalizada, accesibilidad y salvaguarda del paciente, asegurando en todo momento su seguridad.

Una vez establecidas estas condiciones técnicas fundamentales, se analiza la aceptación desde una perspectiva más amplia, que integra dimensiones terapéuticas, humanas y cinemáticas. A nivel terapéutico, se considera la utilidad

del sistema como herramienta complementaria a la rehabilitación tradicional, su capacidad para mantener la motivación del paciente y su potencial para facilitar el seguimiento clínico. La dimensión humana engloba aspectos como la usabilidad percibida. Por su parte, el análisis cinemático permite registrar métricas objetivas que aportan valor clínico añadido y contribuyen a una evaluación funcional previa.

Una vez garantizadas estas condiciones previas, se analiza la aceptación del entorno virtual desde una perspectiva motivacional y funcional. Aunque esta tesis no evalúa directamente la eficacia terapéutica en términos de mejora motora, sí aborda la *aceptación tecnológica* por parte de pacientes y especialistas, así como la *validez técnica* del sistema para registrar valores, variables cinemáticas y patrones motores relevantes. Estos elementos representan un paso previo esencial para su futura validación clínica. En su lugar, se parte de un estado del arte consolidado (O1) que respalda el potencial terapéutico de la RVI, asociando su uso a mejoras en el control motor, la estabilidad postural y la coordinación [37, 88, 15].

Para evaluar la aceptación, se han considerado varios aspectos: la usabilidad percibida por pacientes y expertos clínicos y la validez funcional del sistema mediante el análisis del historial de uso, la configuración personalizada del entorno y el seguimiento cinemático de la interacción, lo cual permite realizar una valoración clínica cuantitativa basada en variables como trayectorias, tiempos o velocidad (O2.1.3, O2.2.3, O5.2). En particular, se han aplicado técnicas de gamificación para fomentar la adherencia al tratamiento, integrando recompensas, desafíos progresivos y aumento de dificultad controlado (O3.1, O5.1). Estudios como [110] han demostrado que la gamificación en entornos de rehabilitación en RV puede aumentar el disfrute, la motivación y el rendimiento en tareas funcionales, en comparación con entrenamientos no gamificados. Además, se ha incluido retroalimentación sensorial visual, auditiva y háptica (O2.1.2, O4.3), cuya combinación ha demostrado incrementar significativamente la inmersión, la motivación y el compromiso del usuario durante el proceso terapéutico [111].

Para evaluar la aceptación, se han considerado varios aspectos: la usabilidad percibida por pacientes y expertos clínicos, la validez funcional del sistema mediante el análisis del historial de uso, la configuración personalizada y el seguimiento cinemático, así como el nivel de motivación e interés generado por la tecnología. En particular, se han aplicado técnicas de gamificación para fomentar la adherencia al tratamiento, integrando recompensas, desafíos progresivos y dificultad progresiva. Estudios como [110] han demostrado que la gamificación en entornos de rehabilitación en RV puede aumentar el disfrute, la motivación y el rendimiento en tareas funcionales, en comparación con entrenamientos no gamificados. Además, se ha incluido retroalimentación sensorial visual, auditiva y háptica, cuya combinación ha demostrado incrementar significativamente la inmersión, la motivación y el compromiso del usuario durante el proceso terapéutico [111].

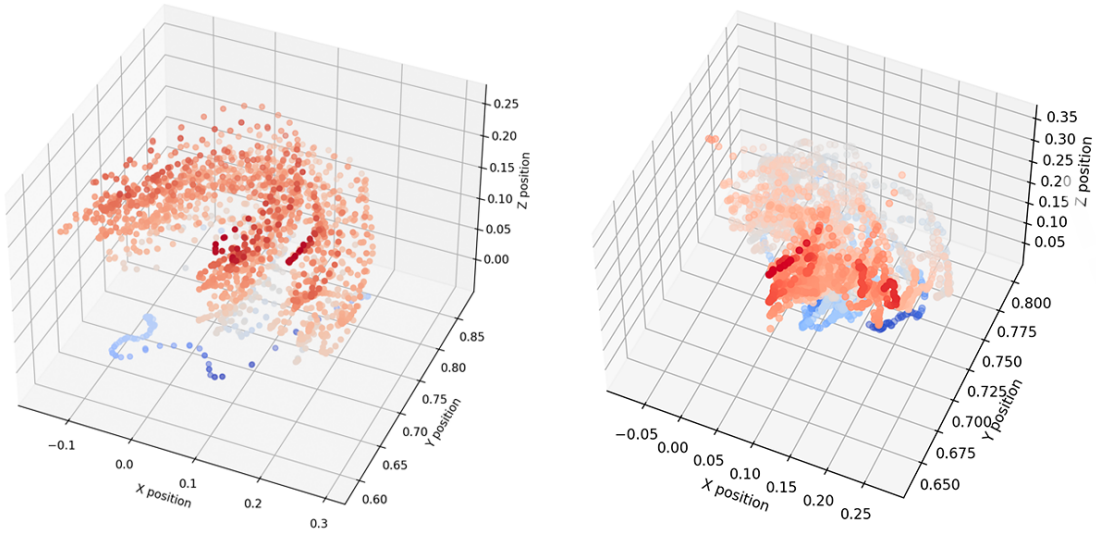


Figura 6.19: Heatmap *que muestra el desempeño de un sujeto sano (izquierda) y un paciente con lesión medular cervical (derecha) durante la ejecución del test BBT. Imagen extraída del artículo [42].*

En este sentido, el artículo *Rehab-Immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation* [42] fue evaluado por profesionales del HNPT, quienes destacaron su utilidad para realizar un seguimiento objetivo de la evolución del paciente, así como su potencial para reducir la carga asistencial mediante la personalización automática del entorno de rehabilitación.

Gracias al módulo de persistencia y almacenamiento de datos cinemáticos (O2.2 y O2.3), el sistema permite capturar variables como trayectorias, tiempos, velocidad y cambios de dirección, facilitando una evaluación más precisa del desempeño funcional que la que ofrecen los test tradicionales. En la Figura 6.19, se muestra un ejemplo comparativo entre un participante sano (izquierda) y un paciente con LME (derecha). A simple vista, se aprecia que el patrón de movimiento del paciente es más fragmentado y carece del ritmo cíclico y fluido observado en el sujeto sano. Estos datos aportan un valor añadido al análisis clínico, facilitando la detección de compensaciones, déficits de coordinación o dificultades específicas en la ejecución de tareas funcionales.

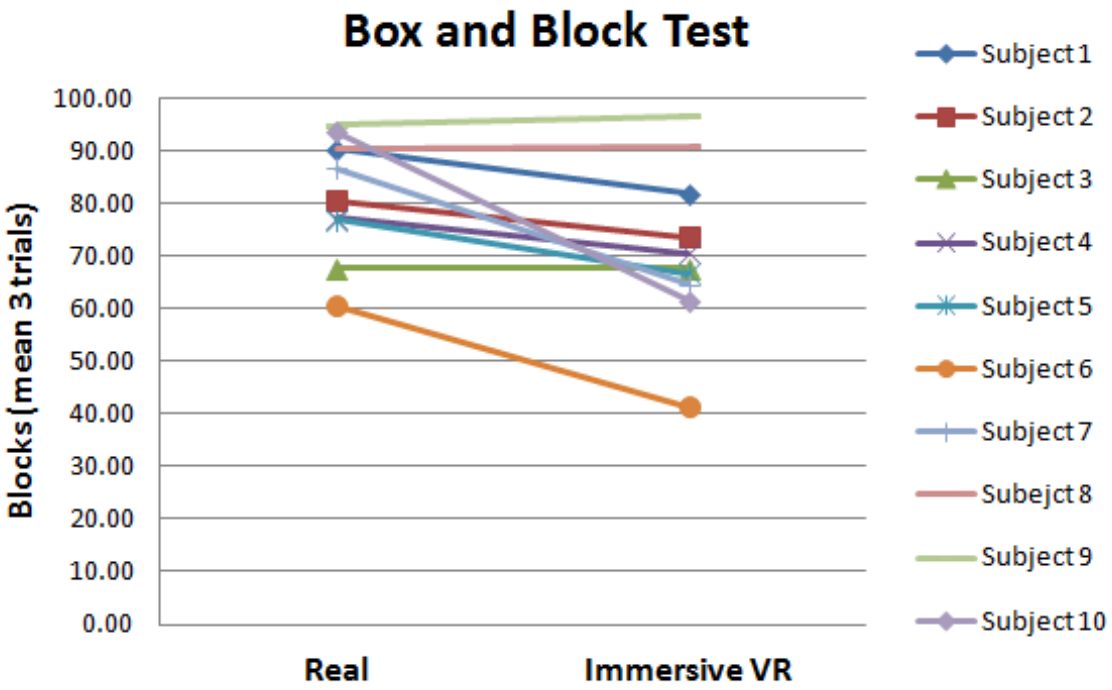


Figura 6.20: *Resultado del BBT: número de bloques movidos correctamente en un entorno real y uno inmersivo desarrollado. Imagen extraída del artículo [42].*

Además, se llevó a cabo una evaluación funcional basada en la ejecución del test BBT por parte de diez participantes sanos, calculándose la media de bloques transferidos como valor representativo. Los resultados mostraron un rendimiento significativamente mayor en el entorno físico con respecto a la versión virtual (ver Figura 6.20). Sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa cuando se analizó únicamente el subgrupo de participantes con experiencia previa en RVI. Este hecho sugiere que la familiarización con entornos inmersivos es un factor clave para su aceptación clínica y funcional, y que tras una breve fase de adaptación, los entornos RVI pueden alcanzar un rendimiento equiparable al entorno físico, respaldando así su potencial terapéutico.

Siguiendo con este análisis, en el trabajo *Comparative Evaluation of Non-immersive and Immersive Approaches for Upper Limb Rehabilitation: A Performance and Usability Study*, se llevó a cabo un análisis funcional y de aceptación comparando versiones inmersiva y no inmersiva del test BBT. Para ello, se diseñó un cuestionario estructurado en secciones que incluían escalas estandarizadas y preguntas específicas sobre la interacción, inmersión y motivación del usuario.

Para analizar la usabilidad del test BBT en su versión virtual, se utilizó el cuestionario SUS, un instrumento estandarizado ampliamente reconocido para evaluar la usabilidad de sistemas tecnológicos [12]. Los resultados del cuestionario SUS (ver Tabla 6.4) reflejan una mayor usabilidad percibida en la versión inmersiva (Meta Quest 2) frente a la versión no inmersiva (LMC). Adicionalmente, se incluyó una pregunta sobre la experiencia previa de los participantes con tecnologías de RV. Los resultados muestran una diferencia significativa en la usabilidad percibida

entre los grupos con experiencia *muy frecuente* y aquellos sin experiencia previa. Los participantes con experiencia muy frecuente puntuaron la usabilidad con una media de 91,66, mientras que aquellos sin experiencia previa otorgaron una media de 69,5. Estos datos evidencian, de nuevo, que la familiaridad con tecnologías inmersivas influye positivamente en la percepción de usabilidad.

Tabla 6.4: *Resultados del cuestionario SUS para participantes sanos (P001–P005), comparando tecnologías inmersiva (Meta Quest 2) y no inmersiva (LMC), junto con la experiencia previa en RV.*

Paciente	Tecnología	Experiencia VR	SUS	Calificación
P001	Meta Quest 2	Muy frecuente (2)	90.0	A+
	LMC	Ocasional (1)	62.5	D
P002	Meta Quest 2	Ocasional (1)	87.5	A+
	LMC	Ocasional (1)	72.5	C+
P003	Meta Quest 2	Muy frecuente (2)	77.5	B+
	LMC	Ocasional (1)	42.5	F
P004	Meta Quest 2	Muy frecuente (4)	95.0	A+
	LMC	Muy frecuente (4)	85.0	A+
P005	Meta Quest 2	Muy frecuente (4)	95.0	A+
	LMC	Ocasional (1)	82.5	A

En relación con la interacción y la percepción del usuario dentro del entorno virtual, uno de los aspectos mejor valorados fue la retroalimentación audiovisual. Se preguntó específicamente a los participantes por este aspecto, obteniendo una puntuación media de 5 sobre 5 en la versión inmersiva, frente a una puntuación de 3,8 en la versión no inmersiva (LMC). Esta diferencia refuerza el hecho de la importancia de la retroalimentación multisensorial, en este caso con elementos visuales y sonoros que responden a las acciones del usuario. Elemento que mejora la comprensión del estado de la interacción e incrementa la sensación de inmersión y el compromiso con la tarea terapéutica.

Como ampliación de los artículos previos, el trabajo *Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores* [45] profundiza en la percepción subjetiva de la experiencia inmersiva en un contexto clínico. Se aplicó un cuestionario diseñado específicamente para registrar aspectos cualitativos de la interacción con aplicaciones de RV orientadas a la rehabilitación, participando 6 pacientes con LME cervical y 6 sujetos sanos. El cuestionario abordó factores como realismo, grado de control, facilidad de uso, sensación de presencia y percepción de mejora. Los resultados evidencian una alta aceptación en ambos grupos, con puntuaciones destacadas en realismo y presencia en el entorno inmersivo. Los participantes valoraron positivamente la inclusión de retroalimentación sensorial, aunque manifestaron la necesidad de incorporar estímulos hápticos para una mayor percepción de agarre.

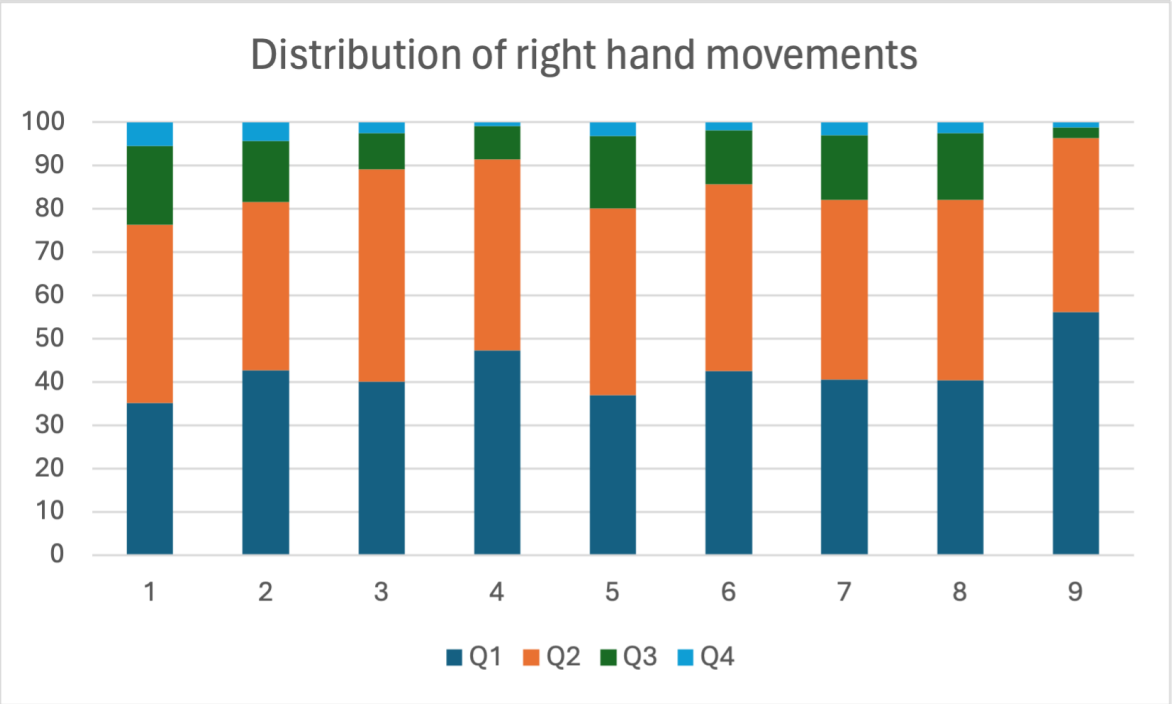


Figura 6.21: *Distribución de los movimientos de la mano derecha dividida en cuatro cuartiles, siendo Q1 el rango de movimientos más próximos al eje central del cuerpo y Q4 los movimientos más alejados de la posición inicial de reposo. Figura obtenida del artículo [46].*

En el contexto del artículo *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment* [46], centrado en un juego de portero diseñado para la rehabilitación del miembro superior y tronco, la aceptación clínica y la experiencia de usuario se analizan dados los resultados objetivos y subjetivos obtenidos. La fase experimental se llevó a cabo con nueve participantes, entre ellos cuatro pacientes con lesión medular espinal (LME) y cinco profesionales del HNPT, lo que permitió analizar la usabilidad percibida y el comportamiento motor en perfiles heterogéneos.

Desde un enfoque funcional, el sistema registra métricas cinemáticas clave como la trayectoria, velocidad e irregularidad del movimiento. Estas variables permiten evaluar la evolución del usuario y garantizar la seguridad del entorno inmersivo. Asimismo, la división de la portería en zonas específicas permitió identificar áreas de debilidad funcional en cada individuo. En este caso se observó una mayor frecuencia de goles en las zonas periféricas, que requieren mayor movilidad del tronco, lo que sugiere limitaciones funcionales asociadas al alcance (ver Figura 6.21).

El análisis de la cinemática también permitió discriminar entre participantes según su capacidad motriz. En concreto, los pacientes con LME presentaron una irregularidad de movimiento significativamente mayor que los participantes sanos (12,42 m/s² frente a 7,46 m/s²; $p = 0{,}007$), así como una menor amplitud de desplazamiento, especialmente en cabeza y tronco. Sin embargo, este patrón

no se observó con la misma intensidad en uno de los pacientes (ID1) cuya lesión en fase crónica, junto con años de rehabilitación y práctica deportiva adaptada, le otorga un mayor ROM.

Desde el punto de vista subjetivo, la aceptación del sistema por parte de los usuarios, incluidos tanto los pacientes con LME como los profesionales del HNPT, fue muy positiva. La propuesta se basa en una rehabilitación gamificada del miembro superior y el tronco, que incorpora dinámicas lúdicas como roles, retroalimentación audiovisual en tiempo real y desafíos de dificultad progresiva. Esta gamificación generó puntuaciones muy altas (escala Likert - 5) en aspectos como la motivación ($\bar{x} = 4{,}78$) y la sensación de logro y satisfacción tras completar los ejercicios ($\bar{x} = 4{,}44$).

Además, la facilidad de uso del sistema fue valorada con una puntuación promedio de $4,33$, y la percepción de inmersión alcanzó los $4,44$, lo que refuerza el potencial de los entornos virtuales para generar experiencias atractivas y envolventes. La retroalimentación audiovisual fue uno de los aspectos mejor valorados ($\bar{x} = 4{,}78/5$), poniendo de nuevo de manifiesto la importancia de la retroalimentación visual y sonora para mejora de la comprensión del entorno virtual, mayor sensación de presencia y control de la interacción.

Por último, todos los participantes, incluido el personal del HNPT, destacaron la utilidad clínica de la herramienta como complemento a la rehabilitación convencional, con una puntuación de media de $4,67$, lo que sugiere una alta aceptación por parte de los profesionales del ámbito sanitario, clave para dar respuesta a la actual pregunta de investigación.

Siguiendo con la evaluación de los juegos serios desarrollados, en el artículo *The Role of Technology in the Objective Assessment of Patients with Neurological Disorders* [84], se profundiza en la capacidad de los entornos inmersivos para aportar valor clínico mediante el registro detallado de métricas funcionales. En el estudio participaron dos pacientes con lesión medular cervical y dos sujetos sanos, comparando su desempeño en tareas funcionales como el test BBT y una tarea de seguimiento de trayectorias (juego serio *Explorador*).

Los resultados revelaron que los pacientes trasladaron un menor número de bloques ($\bar{x}_{\text{LME}} = 25{,}0$, $\bar{x}_{\text{sanos}} = 69{,}0$) y presentaron un mayor tiempo de manipulación media ($0{,}8$ s frente a $0{,}2$ s). En la tarea de seguimiento, los pacientes realizaron trayectorias más largas, con mayor número de cambios de dirección y menor suavidad en el movimiento. Estos datos indican diferencias notables en precisión, control motor y eficiencia. Frente a los test físicos tradicionales, los sistemas inmersivos permiten identificar patrones más complejos y relevantes para la evolución clínica que la evaluación observacional, justificando su aceptación no solo como herramientas motivacionales, sino también como instrumentos de evaluación funcional precisos.

Este enfoque de análisis cinemático se ha extendido también a tareas específicas de seguimiento de trayectorias, como se expone en el trabajo *Valoración de la métrica Smoothness en terapias virtuales inmersivas del miembro superior* [85]. En él se evaluó la viabilidad del uso de métricas objetivas como el número de picos en el perfil de velocidad, la longitud de la trayectoria y la velocidad

media, durante una tarea funcional realizada con *Meta Quest 2* por tres pacientes con LME cervical (C4–C6, AIS D) y tres sujetos sanos, empleando el juego serio inmersivo *Explorador* (ver Figura 6.22).

Los participantes con LME presentaron un mayor número de picos en el perfil de velocidad, lo que indica movimientos menos suaves y más irregulares, especialmente al trazar la figura de menor tamaño (ver Figura 6.22). Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0{,}05$), lo que respalda el uso de esta métrica para discriminar patrones motores patológicos de los patrones sanos.

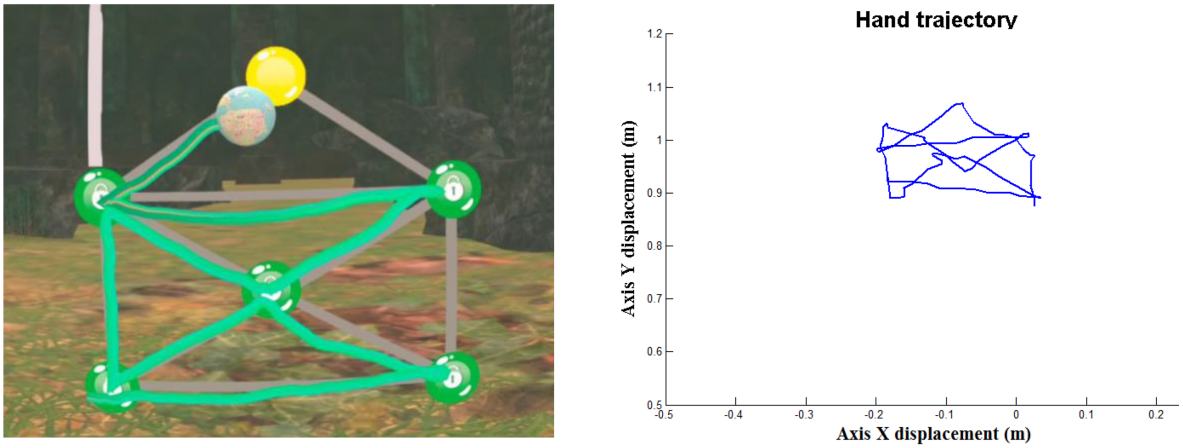


Figura 6.22: *Representación de una sesión en el juego serio inmersivo Explorador. A la izquierda se muestra una captura del entorno virtual durante la ejecución de la tarea, y a la derecha, la gráfica de la trayectoria obtenida a partir de los datos cinemáticos registrados por el sistema.*

En cuanto a la longitud de la trayectoria, ambos grupos mostraron una tendencia creciente en función del tamaño de la figura, sin diferencias significativas entre ellos. No obstante, la velocidad media reveló un comportamiento más heterogéneo: los pacientes con LME mostraron valores inferiores en la figura grande, pero superaron a los sujetos sanos en la figura de tamaño intermedio. Esta variabilidad puede deberse a diferencias individuales en el control motor o al estadio de recuperación funcional, y pone de manifiesto la necesidad de considerar el contexto individual en la interpretación de métricas cinemáticas. En conjunto, los resultados apoyan la viabilidad del uso de métricas de *smoothness* y otros indicadores cinemáticos como herramientas objetivas para caracterizar el desempeño motor en entornos inmersivos, reforzando su valor complementario en la evaluación funcional previa de pacientes con LME.

Tabla 6.5: *Análisis de la velocidad media (cm/s) del patrón de movimiento en las tres variantes de figura, comparando sujetos sanos y pacientes con LME.*

Grupo	Figura pequeña	Figura intermedia	Figura grande
Sanos (n=3)	9.82 (2.48)	8.71 (1.72)	17.24 (1.35)
Pacientes LME (n=3)	9.65 (7.27)	12.12 (4.62)	12.82 (6.33)

Dada la importancia de la aceptación por parte de usuarios y especialistas de los entornos inmersivos para la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME, los trabajos publicados referentes a la obtención del ROM, la detección de elementos virtuales fuera del área PPS y su posterior reubicación automática consideran no solo análisis cuantitativos, sino también evaluaciones cualitativas detalladas [47, 48, 50]. Aunque estas soluciones no integran explícitamente gamificación, sí contemplan mecanismos clave como la retroalimentación audiovisual y la personalización del entorno, aspectos fundamentales para mejorar la experiencia terapéutica. En particular, el trabajo más reciente *Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment* ([50]) incluye una evaluación con pacientes reales y profesionales clínicos. Participantes a los que se les realizó un cuestionario específico para valorar la complejidad percibida del sistema de calibración y la adecuación del área de trabajo generada. Los resultados obtenidos reflejan una percepción muy favorable, en concreto, sobre la complejidad del proceso fue calificada con una media **1,29**, mientras que la adecuación del área definida tras la calibración obtuvo puntuaciones altas, con promedios superiores a **4** sobre 5. Estas valoraciones subjetivas, sumadas a los resultados objetivos, refuerzan su viabilidad y aceptación en contextos reales de rehabilitación.

Tabla 6.6: *Resumen estadístico de la evaluación de usabilidad y aceptación del sistema DSS aplicada a pacientes.*

Dimensión	Ítem	Media	Desv. típica	Moda
AP (Actividad)	INT1 (interés por la actividad)	3.67	1.51	4.00
	INT2 (actividad interesante)	5.00	0.00	5.00
	EFF (percepción de efectividad)	4.17	1.33	5.00
	LEA (facilidad de aprendizaje)	4.33	0.82	5.00
CL (Carga cognitiva)	TD (tarea difícil)	2.67	0.82	2.00
	E1 (esfuerzo mental)	4.00	0.89	3.00
	E2 (interferencia software)	1.83	0.75	2.00
	DD (dificultad de decisión)	1.83	1.17	1.00
UT (Utilidad)	PREF (preferencia uso en casa)	3.50	1.05	3.00
	CONS (consistencia del uso)	3.83	0.75	4.00
	PSA (motivación personal)	4.17	1.17	5.00
	GAM (valoración del formato lúdico)	4.67	0.82	5.00
GE (Elementos interfaz)	IE1 (info repeticiones)	4.33	0.82	5.00
	IE2 (avatar del usuario)	4.00	1.55	5.00
	IE3 (puntuaciones)	4.17	0.98	5.00
	IE4 (guiado visual)	4.83	0.41	5.00
TAM (Modelo de aceptación)	PEU (facilidad de uso percibida)	4.83	0.41	5.00
	PU (utilidad percibida)	4.00	0.89	3.00
	ITU1 (intención de uso 1)	4.17	0.41	4.00
	ITU2 (intención de uso 2)	4.17	0.75	4.00

Además, en el marco de la evaluación preliminar del sistema de soporte a la decisión basado en lógica difusa, descrito en [68], se llevó a cabo una intervención directa con seis pacientes con LME y dos terapeutas ocupacionales del HNPT. La evaluación contempló tanto el uso de la aplicación por parte de los pacientes como la valoración de la interfaz profesional para terapeutas. En el caso de los pacientes, se empleó un cuestionario estructurado en cinco dimensiones: percepción de la actividad Percepción de la Actividad (AP), carga cognitiva Carga Cognitiva (CL), utilidad Utilidad (UT), elementos de interfaz Elementos de Interfaz (GE) y aceptación tecnológica Aceptación Tecnológica (TAM). Las puntuaciones obtenidas fueron mayoritariamente positivas, destacando valores como $\overline{x}_{\text{GAM}} = 4{,}67$, $\overline{x}_{\text{PEU}} = 4{,}83$ o $\overline{x}_{\text{LEA}} = 4{,}33$, que reflejan una experiencia positiva, una interfaz clara y una alta intención de uso. Los resultados completos se muestran en la Tabla 6.6.

En el caso del personal clínico, se realizó una entrevista estructurada que confirmó tanto la utilidad del sistema como su facilidad de uso. En conjunto, estas evaluaciones refuerzan la aceptación de los sistemas inteligentes integrados, así como su potencial como herramientas complementarias en programas personalizados de rehabilitación.

Estos resultados se ven reforzados por los datos obtenidos en la evaluación del juego serio inmersivo de portero desarrollado en el artículo *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation* [46]. En él se aplicó un completo cuestionario a nueve participantes (incluyendo pacientes con LME y personal clínico), analizando factores clave para la aceptación. En términos de usabilidad, el sistema obtuvo una puntuación media de 4,33 sobre 5 en facilidad de uso y 4,78 en efectividad de los elementos audiovisuales para comprender el entorno (retroalimentación audiovisual). La motivación y la satisfacción tras realizar el ejercicio en el entorno virtual, también alcanzaron valores elevados ($\bar{x}_{\text{motivación}} = 4{,}78$, $\bar{x}_{\text{satisfacción}} = 4{,}44$), mientras que la inmersión se valoró con una media de 4,44. La experiencia fue percibida como cómoda y segura, con un promedio de solo 1,22 sobre 5 en la escala de síntomas negativos como mareos o desorientación. Finalmente, la utilidad como complemento a la rehabilitación tradicional fue destacada, con una media de 4,67 sobre 5, y el 100 % de los participantes recomendaría el sistema a otros usuarios. Estos resultados cuantitativos respaldan que la aceptación de juegos serios inmersivos no solo depende de una perspectiva funcional y técnica, sino que es esencial la experiencia subjetiva del usuario.

6.4.1 Conclusión respecto a la pregunta de investigación P4

Los resultados obtenidos a lo largo de esta tesis permiten concluir que los entornos de rehabilitación basados en RVI para el miembro superior y el tronco (en pacientes con LME) presentan una alta aceptación clínica y una validez funcional adecuada, tanto por parte de pacientes como de profesionales sanitarios. No obstante, esta aceptación depende de la integración de varios factores clave.

En primer lugar, es imprescindible garantizar la seguridad y accesibilidad del sistema con el fin de ajustar el entorno virtual a las capacidades motoras

reales de cada usuario. En segundo lugar, la incorporación de elementos de gamificación y retroalimentación multisensorial ha demostrado ser determinante para fomentar la motivación, mejorar la comprensión del entorno y aumentar la implicación activa del paciente en el proceso de rehabilitación. Además, se ha identificado que la familiarización previa con este tipo de tecnologías influye positivamente en la percepción de usabilidad y en el rendimiento funcional, por lo que se recomienda establecer un periodo de adaptación inicial, especialmente en usuarios sin experiencia previa en entornos inmersivos.

Para facilitar la asociación entre la actual pregunta de investigación, los objetivos abordados y las publicaciones involucradas, se presenta la Figura 6.23.

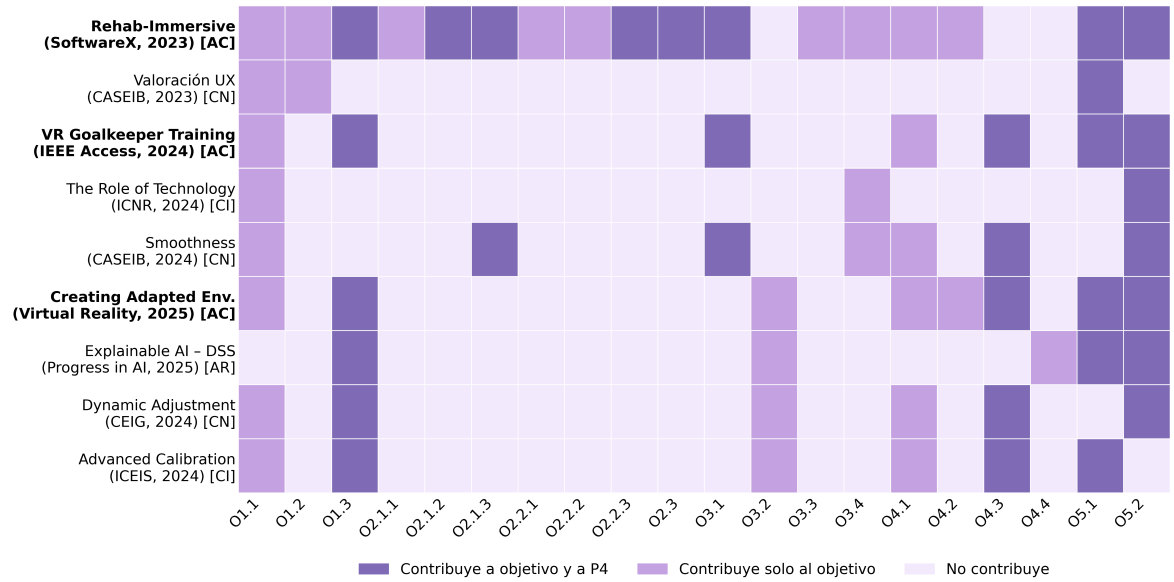


Figura 6.23: *Relación entre las publicaciones científicas y los objetivos establecidos para responder a la pregunta de investigación P4 - Factores que influyen en la aceptación de entornos de RVI en rehabilitación en RVI. Cada fila corresponde a una publicación ([AC] Artículo de Compendio, [AR] Artículo de Revista (no forma parte del compendio), [CI] Congreso Internacional, [CN] Congreso Nacional, [CL] Capítulo de Libro). Las columnas representan los objetivos parciales. El color morado oscuro se utiliza para marcar la intersección entre publicación y objetivo.*



7

Conclusiones y Trabajo Futuro



7

Capítulo

7. Conclusiones y trabajo futuro

Durante el desarrollo de esta tesis doctoral se ha realizado un trabajo exhaustivo en el ámbito de la rehabilitación del miembro superior y el tronco mediante entornos de Realidad Virtual Inmersiva (RVI), en colaboración con el Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo (HNPT) y con la participación de pacientes con lesión medular espinal (LME). El objetivo principal ha sido demostrar que la RVI, cuando se adapta de manera específica a las capacidades motoras reales de los pacientes y a las necesidades terapéuticas concretas, puede convertirse en una herramienta motivadora, segura, accesible, personalizada y útil como apoyo a la intervención terapéutica. Para alcanzar esta meta ha sido necesario un proceso complejo de diseño, validación y evaluación que abarca múltiples dimensiones. Este abordaje interdisciplinar incluye aspectos biomecánicos, técnicos, clínicos y de experiencia de usuario. Durante el trabajo de la investigación se ha buscado garantizar que dichas adaptaciones no solo se implementen, sino que también resulten efectivas en el contexto real de la rehabilitación.

Si bien no es objetivo de esta tesis realizar una evaluación clínica en términos de mejora motora u otros aspectos a largo plazo, sí se ha buscado sentar las bases necesarias para futuros estudios con ese propósito. Para ello, se parte de la premisa fundamental de que no es posible analizar la viabilidad clínica ni funcional de una herramienta de rehabilitación basada en RVI si no se garantiza previamente un entorno seguro. En este contexto, la seguridad se entiende como la capacidad del sistema para prevenir que los pacientes agraven sus lesiones debido a la ejecución de los movimientos implicados en las tareas de rehabilitación o por el propio uso de la tecnología. Se trata, por tanto, de un requisito indispensable sin el cual cualquier aplicación terapéutica carecería de validez. En este contexto, se ha priorizado la incorporación de mecanismos como la calibración individual en base al Rango de Movimiento (ROM), la reubicación automática de los elementos interactivos y la integración de sistemas inteligentes de detección de sobreesfuerzo basados en inteligencia artificial (IA). Estas medidas permiten adaptar el ejercicio a realizar a las capacidades reales del paciente y asegurar que cada sesión se desarrolle dentro de márgenes controlados y clínicamente viables.

A partir de este principio, se han formulado y alcanzado un conjunto de objetivos parciales que han permitido dar respuesta a las preguntas de investigación, abordando cuestiones técnicas, clínicas y humanas. El trabajo desarrollado in-

cluye el diseño, codificación y evaluación de juegos serios específicamente orientados a la rehabilitación del tronco y los miembros superiores, con ejercicios extrapolables a actividades cotidianas. Esta decisión se alinea con los principios de la terapia ocupacional, que persigue mejorar la autonomía funcional del paciente en su vida diaria. Como pilar principal del sistema, se ha desarrollado un *framework* modular, escalable y reutilizable que centraliza la gestión de la interacción, el seguimiento del progreso y el almacenamiento de información clínica. Este núcleo ha demostrado su aplicabilidad práctica al integrarse en múltiples juegos y sesiones clínicas reales.

La personalización del entorno inmersivo ha sido abordada de forma integral, contemplando múltiples dimensiones funcionales. Se han considerado aspectos como la calibración individual del espacio alcanzable, el diseño de menús e interfaces accesibles, la retroalimentación sensorial (visual y sonora) y la adaptación de la interacción. Partiendo de la premisa de que la interacción en el entorno virtual debe asemejarse a la que se realiza en un entorno físico, se ha priorizado el uso de las propias manos del paciente como medio de interacción, evitando el empleo de controladores o dispositivos adicionales. En este contexto, destaca la relevancia de la interacción de tipo agarre, dado que la mejora de la destreza manipulativa resulta esencial para la recuperación de funciones necesarias en actividades cotidianas como la alimentación, el aseo o el vestido. De forma complementaria, se ha trabajado en la configuración individualizada de los ejercicios, permitiendo su adaptación tanto a las capacidades y limitaciones específicas de cada paciente como a los objetivos clínicos de cada sesión.

Además, se ha integrado un conjunto de dinámicas de gamificación que incluyen recompensas, progresión de niveles, retroalimentación inmediata y refuerzo positivo. Estas estrategias han demostrado ser determinantes para fomentar la motivación y la adherencia al tratamiento, especialmente en procesos de rehabilitación prolongados en el tiempo, como los que afrontan habitualmente los pacientes con lesión medular espinal (LME), donde la implicación activa del paciente constituye un factor clave para la eficacia terapéutica.

Los entornos inmersivos desarrollados han sido evaluados desde un enfoque integral que combina la validación técnica, la eficacia de las adaptaciones implementadas, seguridad, motivación en la realización del ejercicio y aceptación por parte de pacientes y profesionales.

Desde el punto de vista técnico, se ha verificado el correcto funcionamiento de los módulos de calibración, interacción y registro de datos, garantizando su estabilidad, modularidad y fiabilidad en sesiones reales. En particular, el estudio presentado en el artículo *Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment* ([50]) aporta datos experimentales que refuerzan la validez técnica del sistema y su capacidad de adaptación a las características individuales de los usuarios. Los resultados obtenidos en un experimento con 24 participantes (14 con LME y 10 sanos) muestran que la configuración automática permitió completar la tarea al 100 % de los usuarios, frente a un 62.5 % en la configuración estándar. Además, se registró una reducción significativa del tiempo medio por

bloque en pacientes (de 9,52 a 4,40 segundos, lo que representa una mejora del 53,78 %). La complejidad percibida de la calibración fue baja (media de 1,29 sobre 5), mientras que la adecuación del espacio virtual al rango de movimiento real recibió una alta valoración (media de 4,67). Estos resultados avalan la robustez y fiabilidad del sistema en sesiones supervisadas y su potencial para ofrecer entornos accesibles y adaptados a las necesidades de usuarios con limitaciones motoras.

Continuando con la evaluación del registro de datos almacenados, se ha demostrado la capacidad del sistema para registrar y discriminar patrones motores relevantes mediante métricas cinemáticas objetivas, lo que representa un paso previo imprescindible hacia una futura validación terapéutica completa. Una muestra de esta capacidad es el análisis cinemático presentado en el artículo *Valoración de la métrica Smoothness en Terapias Virtuales Inmersivas del Miembro Superior: Estudio de Viabilidad* [85], que refuerza la validez funcional del sistema. En particular, los resultados muestran que los pacientes con LME presentan un mayor número de picos en el perfil de velocidad (42,00 frente a 24,00, $p < 0{,}05$ en la figura pequeña del juego serio *Explorador*), trayectorias más largas (1,12 m frente a 0,91 m, en la figura grande) y velocidades medias más bajas en general. Estas diferencias reflejan patrones motores alterados y evidencian el potencial del sistema para caracterizar la ejecución motora en poblaciones con afectación neurológica. Desde el punto de vista de la experiencia de uso y la eficiencia de las adaptaciones realizadas, en el artículo *Virtual Reality-Assisted Goalkeeper Training for Upper Limb Rehabilitation in a Safe and Adapted Patient Environment* [46], se analizaron algunos de los elementos clave implementados para la creación de entornos adaptados, accesibles, seguros y motivadores. En este estudio, la evaluación del juego serio de portero de balonmano obtuvo una valoración media de 4,33 sobre 5 en facilidad de uso y 4,78 en la utilidad de los elementos audiovisuales para comprender el entorno virtual. La motivación y satisfacción generadas por el juego alcanzaron puntuaciones de 4,78 y 4,44, respectivamente, reflejando un alto nivel de interés e implicación de los usuarios. El nivel de inmersión fue valorado con una media de 4,44 sobre 5, mientras que la seguridad y confort percibidos se evidencian en una baja incidencia de malestar (media de 1,22 sobre 5 en síntomas como mareo o desequilibrio). Finalmente, el 100 % de los participantes indicó que recomendaría el sistema a otros usuarios, y la percepción de utilidad como complemento a la rehabilitación convencional fue valorada con una media de 4,67 sobre 5.

Siguiendo con esta línea, los estudios realizados con pacientes y profesionales del ámbito clínico han reflejado niveles elevados de aceptación, satisfacción y percepción de utilidad. Así, en el artículo *Valoración de la Experiencia del Usuario en Entornos Virtuales de Rehabilitación de Miembros Superiores* ([45] se muestran resultados que destacan la buena tolerancia al uso de entornos inmersivos, la baja presencia de síntomas de cibermareo (puntuaciones VRSQ entre 0 y 25) y una percepción positiva de usabilidad, especialmente en el entorno inmersivo (promedio SUS sobre 100 con un resultado de 85,83 en pacientes, 90,42 en sanos). En cuanto a la interacción, las puntuaciones fueron significativamente

más altas en el entorno inmersivo, con promedios de 4,67 frente a 2,67 en no inmersivo (escala Likert de 5). También se registraron diferencias en la sensación de presencia (media 4,83 en inmersivo frente a 2,50 en no inmersivo para pacientes), facilidad para agarrar y soltar objetos (media 4,83 frente a 3,00).

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos a lo largo del desarrollo de esta tesis, se concluye que la integración de estrategias de adaptación, accesibilidad y seguridad en entornos virtuales inmersivos para la rehabilitación de pacientes con LME es fundamental para su uso en contextos clínicos reales. La personalización de los ejercicios, la configuración de la interacción, la ubicación de los elementos virtuales y la incorporación de mecanismos de retroalimentación audiovisual, junto con una adecuada calibración y medidas de seguridad, permiten crear entornos que se ajustan a las capacidades motoras de cada paciente y a las necesidades terapéuticas, minimizando posibles riesgos. Estos factores no solo favorecen la aceptación y satisfacción de los pacientes y especialistas, sino que también incrementan su motivación y mejoran la experiencia global durante el proceso terapéutico.

La evidencia recopilada a lo largo de esta investigación respalda la necesidad de integrar estas estrategias de forma conjunta para considerar los entornos inmersivos como soluciones seguras, accesibles y adaptadas, paso previo para incorporarse eficazmente en programas clínicos de rehabilitación para pacientes con LME.

7.1 Validación de la hipótesis

La hipótesis inicial de esta investigación planteaba que *el uso de la RVI en el campo de la rehabilitación de miembros superiores y tronco en pacientes con LME, puede constituir una herramienta segura, accesible, usable, técnicamente robusta y funcionalmente válida para su aplicación en contextos terapéuticos. La personalización de los entornos virtuales a las capacidades motoras individuales de cada paciente ofrecería una experiencia individualizada, a través de un entrenamiento accesible y seguro. Además, la integración de técnicas de gamificación a través de juegos serios favorecería la motivación del paciente, potenciando así la adherencia al proceso de rehabilitación. Por último, el registro de datos cinemáticos permitiría una evaluación objetiva del desempeño, sentando las bases para una futura validación clínica completa del sistema*.

Las preguntas de investigación planteadas en esta tesis han permitido abordar la hipótesis planteada. En concreto, se ha demostrado la relevancia del nivel de inmersión en la eficacia de los ejercicios terapéuticos (**P1**), la necesidad de adaptar los entornos, incluyendo las interacciones a las capacidades motoras reales de cada paciente y a las necesidades terapéuticas (**P2**), la importancia de garantizar la accesibilidad y la seguridad de los entornos virtuales (**P3**), y los factores clave que determinan la aceptación y validación de estas tecnologías (**P4**).

Los resultados obtenidos a lo largo de esta tesis permiten respaldar dicha hipótesis en diversos niveles. En primer lugar, desde una perspectiva técnica, se

ha desarrollado un sistema modular y reutilizable capaz de centralizar la configuración de sesiones, la lógica de interacción y el almacenamiento estructurado de datos clínicamente relevantes. Esta arquitectura ha demostrado ser robusta, flexible y eficaz en contextos reales de rehabilitación basados en RVI.

Desde el punto de vista funcional, si bien esta tesis no ha abordado directamente una evaluación de la mejora motora, sí ha evidenciado la capacidad del sistema para registrar métricas cinemáticas y datos relevantes desde el punto de vista clínico. Estos datos han permitido discriminar entre distintos perfiles motores y detectar patrones relevantes desde el punto de vista clínico, lo que posiciona al sistema como una herramienta con alto potencial para su futura validación terapéutica. Además, el almacenamiento histórico de los datos de cada paciente y juego serio permite analizar la evolución individual a lo largo del proceso de rehabilitación, así como identificar hitos alcanzados en cada sesión.

Finalmente, en cuanto a la experiencia de uso, las pruebas realizadas con pacientes con LME y profesionales del HNPT han reflejado una elevada aceptación del sistema. Se ha valorado positivamente su accesibilidad, facilidad de uso, claridad de la interfaz y utilidad percibida como apoyo terapéutico. Del mismo modo, los elementos de gamificación y la retroalimentación sensorial han sido considerados factores clave para fomentar la motivación y la implicación activa del paciente durante las sesiones.

En conjunto, puede concluirse que la RVI, cuando es diseñada bajo criterios de seguridad, accesibilidad, personalización y usabilidad, representa una herramienta prometedora en el marco de programas de rehabilitación neurológica personalizados. Los mecanismos desarrollados en esta tesis no solo permiten adaptar la experiencia al perfil motor del paciente, sino que contribuyen de forma significativa a la mejora de la adherencia y el compromiso del usuario, elementos esenciales para la eficacia terapéutica en procesos prolongados.

7.2 Limitaciones y trabajo futuro

A pesar de los resultados favorables obtenidos, esta tesis presenta una serie de limitaciones que deben ser consideradas y que, a su vez, abren nuevas líneas de investigación. En primer lugar, el número de participantes, especialmente pacientes con LME, ha sido limitado. Esto se debe a la complejidad de realizar estudios experimentales con pacientes reales, que requiere la aprobación del comité de ética, la disponibilidad de los propios pacientes y del personal clínico especializado, y la ejecución de las sesiones en entornos controlados. En todos los casos, los estudios se han realizado en el HNPT, lo que también condiciona el acceso a una muestra más amplia, debido a que los pacientes deben cumplir con un programa diario definido por el personal clínico y tienen los tiempos limitados.

Por otro lado, si bien se han diseñado juegos serios para la rehabilitación de los miembros superiores y tronco, adaptados basados en RVI, configurables y extrapolables a actividades de la vida diaria, aún queda por explorar su impacto real en la mejora motora cuando se aplican de forma continuada a lo largo de un número elevado de sesiones.

En este sentido, una de las líneas de trabajo que se abordará próximamente consiste en el desarrollo de un ensayo clínico que permita estudiar la viabilidad y la efectividad del sistema propuesto en un contexto hospitalario. Este estudio analizará su uso durante periodos prolongados, así como su impacto sobre la recuperación funcional del miembro superior y tronco. Además, está prevista la incorporación de técnicas de neuroimagen funcional, concretamente Imagen por Resonancia Magnética funcional (IRMf), con el fin de detectar posibles signos de mejora cerebral tras la terapia. Esto permitirá definir un paradigma motor específico y un protocolo experimental adaptado a todos los participantes, tanto pacientes como sujetos sanos.

Desde el punto de vista tecnológico, el sistema continuará evolucionando. Se prevé la integración de comandos de voz que permitan realizar acciones como la selección de opciones en los menús iniciales, facilitando así el uso del sistema por parte de usuarios con limitaciones motoras severas. También se está trabajando en la mejora de los algoritmos de personalización automática de ejercicios, con el objetivo de adaptar en tiempo real la dificultad, la posición de los objetos y los elementos de interacción, en función de variables como el movimiento del tronco, la fuerza de prensión o la capacidad de supinación del antebrazo.

Otra línea de trabajo futuro consiste en la exploración del potencial de la Realidad Mixta (RM) como herramienta complementaria a la RVI en contextos de rehabilitación. La RVI ha demostrado ser especialmente adecuada en fases tempranas del proceso rehabilitador, como en etapas postquirúrgicas o tras lesiones recientes, donde la fuerza o el control motor están significativamente reducidos. Sin embargo, la RM permitiría avanzar hacia una rehabilitación más cercana a la terapia física convencional. Esta tecnología facilita la interacción directa con objetos reales dentro de un entorno virtual guiado, sin renunciar a las ventajas propias del entorno virtual, como la gamificación, la retroalimentación sensorial y el registro automático de métricas cinemáticas. Gracias a la RM, los pacientes podrían manipular objetos físicos reales con los pesos establecidos en la terapia, mejorando así la transferencia funcional a las actividades de la vida diaria. Además, estos objetos podrían estar sensorizados, lo que permitiría enriquecer aún más el registro de datos obtenidos.

Para su validación, se plantea un nuevo estudio que replicará el enfoque experimental aplicado en esta tesis (basado en la comparación de versiones no inmersiva, inmersiva y física del test BBT), incorporando en este caso una cuarta condición correspondiente a una versión basada en RM. Este entorno permitirá analizar el rendimiento funcional, los patrones cinemáticos y los tipos de agarre realizados en condiciones experimentales controladas, manteniendo la equivalencia en la tarea y los objetivos clínicos, pero combinando la interacción real con el feedback virtual.

En definitiva, esta tesis establece una base sólida sobre la que seguir construyendo herramientas clínicas más precisas, accesibles, adaptadas y orientadas a mejorar los procesos de rehabilitación del miembro superior y el tronco en personas con LME, dentro de contextos clínicos reales.

Bibliografía

[1] D. Abdlkarim, M. Di Luca, P. Aves, M. Maaroufi, S. H. Yeo, and R. C. Miall. A methodological framework to assess the accuracy of virtual reality hand-tracking systems: A case study with the meta quest 2. *Behavior Research Methods*, 56:1052–1063, 2024. doi: 10.3758/s13428-022-02051-8. URL https://doi.org/10.3758/s13428-022-02051-8.

[2] J. Albusac, V. Herrera, E. Angulo, J. J. Castro-Schez, and A. de Los Reyes-Guzmán. Mejora de la función de los miembros superiores mediante realidad virtual: Enfoques en rehabilitación y rendimiento deportivo. In *Proceedings of Interacción 2024, CEDI, Congreso Español de Informática*, A Coruña, España, June 2024.

[3] J. Albusac, V. Herrera, O. Dominguez-Ocaña, E. Angulo, A. de Los Reyes-Guzmán, and D. Vallejo. Virtual reality-based adapted handball serious game for upper limb rehabilitation in spinal cord injured patients. In *Proceedings of the 26th International Conference on Enterprise Information Systems*, pages 337–347, Angers, France, 2024. SCITEPRESS. ISBN 978-989-758-692-7. doi: 10.5220/0012554600003690. URL https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0012554600003690.

[4] J. Albusac, V. Herrera, S. Schez-Sobrino, R. Grande, D. N. Monekosso, and D. Vallejo. Innovative haptic-based system for upper limb rehabilitation in visually impaired individuals: A multilayer approach. *Multimedia Tools and Applications*, 83(21):60537–60563, June 2024. ISSN 1573-7721. doi: 10.1007/s11042-023-17892-4. URL https://doi.org/10.1007/s11042-023-17892-4.

[5] J. Albusac, D. Cordero, M. Jiménez, R. Grande, V. Herrera, R. Perales, M. Felix, and A. de Los Reyes-Guzmán. VR-ADAPT: An immersive learning and training environment for wheelchair users with recent spinal cord injuries. In *Proceedings of the 27th International Conference on Enterprise Information Systems*, pages 573–580, Porto, Portugal, 2025. SCITEPRESS. ISBN 978-989-758-749-8. doi: 10.5220/0013352900003929. URL https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0013352900003929.

[6] F. M. Alfieri, C. Da Silva Dias, N. C. De Oliveira, and L. R. Battistella. Gamification in musculoskeletal rehabilitation. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 15(6):629–636, October 2022. ISSN 1935-9748. doi: 10.1007/s12178-022-09797-w. URL https://link.springer.com/10.1007/s12178-022-09797-w.

[7] M. AlMousa, H. S. Al-Khalifa, and H. AlSobayel. Move-IT: A Virtual Reality Game for Upper Limb Stroke Rehabilitation Patients. In *Computers Helping People with Special Needs: 17th International Conference, ICCHP 2020, Lecco, Italy, September 9–11, 2020, Proceedings, Part I*, pages 184–195, Berlin, Heidelberg, September 2020. Springer-Verlag. ISBN 978-3-030-58795-6. doi: 10.1007/978-3-030-58796-3_23. URL https://doi.org/10.1007/978-3-030-58796-3_23.

[8] A. Andreikanich, B. S. Santos, P. Amorim, H. Zagalo, B. Marques, P. Margalho, J. Laíns, F. Faim, M. Coelho, T. Cardoso, and P. Dias. An Exploratory Study on the use of Virtual Reality in Balance Rehabilitation. In *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 3416–3419, July 2019. doi: 10.1109/EMBC.2019.8857469. URL https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8857469. ISSN: 1558-4615.

[9] S. Arlati, N. Keijsers, G. Paolini, G. Ferrigno, and M. Sacco. Kinematics of Aimed Movements in Ecological Immersive Virtual Reality: A Comparative Study With Real World. *Virtual Reality*, 26(3):885–901, 2022. ISSN 1434-9957. doi: 10.1007/s10055-021-00603-5. URL https://doi.org/10.1007/s10055-021-00603-5.

[10] A. Arsh, Z. Anwar, A. Zeb, and S. M. Ilyas. Effectiveness of occupational therapy in improving activities of daily living performance in complete cervical tetraplegic patients; A quasi experimental study. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 36(2):96–99, 2020. ISSN 1682-024X. doi: 10.12669/pjms.36.2.1002. URL https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6994917/.

[11] L. Blanco, V. Herrera, R. Perales, M. Alcobendas, and S. Ceruelo. Cinemática del movimiento del miembro superior durante una tarea funcional realizada en entorno virtual y entorno físico real en población sana y con lesión medular cervical. In *CASEIB 2023. Libro de Actas del XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica: Contribuyendo a la salud basada en valor, 2023, ISBN 978-84-17853-76-1, págs. 456-459*, pages 456–459. Universidad Politécnica de Cartagena, 2023. ISBN 978-84-17853-76-1. URL https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=9422652. Section: CASEIB 2023. Libro de Actas del XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica: Contribuyendo a la salud basada en valor.

[12] J. Brooke. Sus: a “quick and dirty’usability. *Usability evaluation in industry*, 189(3):189–194, 1996.

[13] G. Buckingham. Hand Tracking for Immersive Virtual Reality: Opportunities and Challenges. *Frontiers in Virtual Reality*, 2, 2021. ISSN 2673-4192. URL https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frvir.2021.728461.

[14] M. Capecci, M. G. Ceravolo, F. Ferracuti, S. Iarlori, A. Monteriù, L. Romeo, and F. Verdini. The kimore dataset: Kinematic assessment of movement and clinical scores for remote monitoring of physical rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(7): 1436–1445, 2019. doi: 10.1109/TNSRE.2019.2923060.

[15] V. Catania, F. Rundo, S. Panerai, and R. Ferri. Virtual Reality for the Rehabilitation of Acquired Cognitive Disorders: A Narrative Review. *Bioengineering*, 11(1):35, January 2024. ISSN 2306-5354. doi: 10.3390/bioengineering11010035. URL https://www.mdpi.com/2306-5354/11/1/35. Number: 1 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[16] I. Cortés-Pérez, N. Zagalaz-Anula, D. Montoro-Cárdenas, R. Lomas-Vega, E. Obrero-Gaitán, and M. C. Osuna-Pérez. Leap motion controller video game-based therapy for upper extremity motor recovery in patients with central nervous system diseases. a systematic review with meta-analysis. *Sensors (Basel)*, 21(6):2065, March 2021. doi: 10.3390/s21062065. URL https://doi.org/10.3390/s21062065.

[17] R. J. Cotton. Kinematic tracking of rehabilitation patients with markerless pose estimation fused with wearable inertial sensors. In *2020 15th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition (FG 2020)*, pages 1–8. IEEE, 2020. doi: 10.1109/FG47880.2020.00092.

[18] C. Creed, M. Al-Kalbani, A. Theil, S. Sarcar, and I. Williams. Inclusive AR/VR: accessibility barriers for immersive technologies. *Universal Access in the Information Society*, 23(1):59–73, March 2024. ISSN 1615-5297. doi: 10.1007/s10209-023-00969-0. URL https://doi.org/10.1007/s10209-023-00969-0.

[19] A. de Los Reyes-Guzmán, L. García, M. Alvarez-Rodríguez, V. Berrio, A. Domingo-García, and S. Ceruelo-Abajo. Realidad virtual de bajo coste. una nueva aplicación para rehabilitación motora de los miembros superiores en patología neurológica: Estudio piloto. *Rehabilitación*, 56, 09 2021. doi: 10.1016/j.rh.2021.07.001.

[20] A. de Los Reyes-Guzmán, V. Lozano-Berrio, M. Alvarez-Rodríguez, E. López-Dolado, S. Ceruelo-Abajo, F. Talavera-Díaz, and A. Gil-Agudo. RehabHand: Oriented-tasks serious games for upper limb rehabilitation

by using Leap Motion Controller and target population in spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*, 48(3):365–373, 2021. ISSN 1878-6448. doi: 10.3233/NRE-201598.

[21] A. de Los Reyes-Guzmán, V. Herrera Tirado, R. Perales Gómez, S. Ceruelo Abajo, J. Albusac, and C. González Morcillo. Realidad virtual inmersiva para rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. In *XL Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2022)*, Valladolid, España, November 2022. 23–25 de noviembre.

[22] M. R. de Souza, R. S. Gonçalves, and G. Carbone. Feasibility and Performance Validation of a Leap Motion Controller for Upper Limb Rehabilitation. *Robotics*, 10(4):130, December 2021. ISSN 2218-6581. doi: 10.3390/robotics10040130. URL https://www.mdpi.com/2218-6581/10/4/130. Number: 4 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[23] S. Deterding, R. Khaled, L. E. Nacke, and D. Dixon. Gamification: Toward a definition. In *CHI 2011 gamification workshop proceedings*, volume 12, pages 1–79. Vancouver, 2011.

[24] S. Dewil, S. Kuptchik, M. Liu, S. Sanford, T. Bradbury, E. Davis, A. Clemente, and R. Nataraj. The cognitive basis for virtual reality rehabilitation of upper-extremity motor function after neurotraumas. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 17(3):105–120, September 2023. ISSN 1783-7677, 1783-8738. doi: 10.1007/s12193-023-00406-9. URL https://link.springer.com/10.1007/s12193-023-00406-9.

[25] D. Donati, E. Pinotti, M. Mantovani, S. Casarotti, A. Fini, R. Tedeschi, and S. Caselli. The role of immersive virtual reality in upper limb rehabilitation for subacute stroke: A review. *Journal of Clinical Medicine*, 14 (6):1903, January 2025. ISSN 2077-0383. doi: 10.3390/jcm14061903. URL https://www.mdpi.com/2077-0383/14/6/1903. Number: 6 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[26] M. Dordevic, O. Maile, A. Das, S. Kundu, C. Haun, B. Baier, and N. G. Müller. A Comparison of Immersive vs. Non-Immersive Virtual Reality Exercises for the Upper Limb: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Pilot Study with Healthy Participants. *Journal of Clinical Medicine*, 12(18): 5781, January 2023. ISSN 2077-0383. doi: 10.3390/jcm12185781. URL https://www.mdpi.com/2077-0383/12/18/5781. Number: 18 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[27] J. Dudley, L. Yin, V. Garaj, and P. O. Kristensson. Inclusive Immersion: a review of efforts to improve accessibility in virtual reality, augmented reality and the metaverse. *Virtual Reality*, 27(4):2989–3020, December 2023. ISSN 1434-9957. doi: 10.1007/s10055-023-00850-8. URL https://doi.org/10.1007/s10055-023-00850-8.

[28] R. C. Dávila-Morán, J. Salazar Montenegro, J. M. Chávez-Diaz, and E. F. Peralta Loayza. Usos de la realidad virtual en la rehabilitación física: una revisión sistemática. *Retos*, 61:1060–1070, October 2024. ISSN 1988-2041, 1579-1726. doi: 10.47197/retos.v61.110044. URL https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/article/view/110044.

[29] M. Erhardsson, M. Alt Murphy, and K. S. Sunnerhagen. Commercial head-mounted display virtual reality for upper extremity rehabilitation in chronic stroke: a single-case design study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1):154, 2020-11-23. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-020-00788-x.

[30] M. Essalhi, S. Martínez-Cid, V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, and D. Vallejo. Fatigue detection model for upper limb rehabilitation in virtual reality. In Phivos Mylonas, Dimitris Kardaras, and Jaime Caro, editors, *Novel and Intelligent Digital Systems: Proceedings of the 4th International Conference (NiDS 2024)*, pages 161–172, Cham, 2024. Springer Nature Switzerland. ISBN 978-3-031-73344-4. doi: 10.1007/978-3-031-73344-4_13.

[31] G. Everard, Y. Otmane-Tolba, Z. Rosselli, T. Pellissier, K. Ajana, S. Dehem, E. Auvinet, M. G. Edwards, J. Lebleu, and T. Lejeune. Concurrent validity of an immersive virtual reality version of the box and block test to assess manual dexterity among patients with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(1):7, 2022-12. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-022-00981-0.

[32] C. Gómez-Portes, S. Martínez, S. Schez-Sobrino, V. Herrera, J. A. Albusac, and D. Vallejo. An AI-Based remote rehabilitation system to promote access to physical rehabilitation. In Marta Ziosi, Giovanni Sartor, João Miguel Cunha, Angelo Trotta, and Philipp Wicke, editors, *AI for People, Democratizing AI*, pages 11–25, Cham, 2024. Springer Nature Switzerland. ISBN 978-3-031-71304-0. doi: 10.1007/978-3-031-71304-0_2.

[33] C. S. González-González, P. A. Toledo-Delgado, V. Muñoz-Cruz, and P. V. Torres-Carrion. Serious games for rehabilitation: Gestural interaction in personalized gamified exercises through a recommender system. *Journal of Biomedical Informatics*, 97:103266, September 2019. ISSN 1532-0464. doi: 10.1016/j.jbi.2019.103266. URL https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1532046419301856.

[34] V. V. Gopal. Role of robotic technology in rehabilitation of patients with traumatic spinal cord injury and its future challenges. *Journal of Spinal Surgery*, 10(1):2, March 2023. ISSN 0975-2625. doi: 10.4103/joss.joss_6_23. URL https://journals.lww.com/joss/fulltext/2023/10010/Role_of_Robotic_Technology_in_Rehabilitation_of.2.aspx.

[35] R. Grande, V. Herrera, C. Glez-Morcillo, A. D. L. de Los Reyes-Guzmán, J. J. Castro-Schez, and J. Albusac. Adaptation of interaction mechanisms in virtual reality shopping environments for people with upper limb motor difficulties. In *Spanish Computer Graphics Conference (CEIG)*, 2024. doi: 10.2312/CEIG.20241143. URL https://diglib.eg.org/handle/10.2312/ceig20241143. Artwork Size: 10 pages Edition: 1143 ISBN: 9783038682615 Publisher: The Eurographics Association.

[36] R. Grande, J. Albusac, V. Herrera, D. N. Monekosso, Ana. de los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, and J. J. Castro-Schez. Enhancing hand interactions and accessibility in virtual reality environments for users with motor disabilities: A practical case study on vr-shopping. *IEEE Access*, 13: 44062–44089, 2025. doi: 10.1109/ACCESS.2025.3549527.

[37] A. Griffin, L. Wilson, A. B. Feinstein, A. Bortz, M. S. Heirich, R. Gilkerson, and J. Wagner. Virtual reality in pain rehabilitation for youth with chronic pain: Pilot feasibility study. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 7(2):e22620, 2020-11-23. doi: 10.2196/22620.

[38] B. Gunduz. ASIA Update-ASIA Impairment Scale: Level Determination, Classification, and Examples. *Türkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*, 61(1):25–31, July 2015. ISSN 13020234, 13086316. doi: 10.5152/tftrd.2015.77753. URL http://www.ftrdergisi.com/eng/makale/3824/292/Full-Text.

[39] A. Gupta, K. Scott, and M. Dukewich. Innovative technology using virtual reality in the treatment of pain: Does it reduce pain via distraction, or is there more to it? *Pain Medicine*, 19(1):151–159, 2017-08. ISSN 1526-2375. doi: 10.1093/pm/pnx109.

[40] Zineb Hadjadj, Mostefa Masmoudi, Abdelkrim Meziane, and Nadia Zenati. Leap motion controller for upper limbs physical rehabilitation in post-stroke patients: a usability evaluation. In *2022 19th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices (SSD)*, pages 1700–1709, May 2022. doi: 10.1109/SSD54932.2022.9955760. URL https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9955760. ISSN: 2474-0446.

[41] J. Hao, Z. He, X. Yu, and A. Remis. Comparison of immersive and non-immersive virtual reality for upper extremity functional recovery in patients with stroke: a systematic review and network meta-analysis. *Neurological Sciences*, 44(8):2679–2697, August 2023. ISSN 1590-3478. doi: 10.1007/s10072-023-06742-8. URL https://doi.org/10.1007/s10072-023-06742-8.

[42] V. Herrera, J. Albusac, A. de Los Reyes-Guzmán, C. Glez-Morcillo, J. Castro-Schez, and D. Vallejo. Rehab-immersive: A framework to support the development of virtual reality applications in upper limb rehabilitation. *SoftwareX*, 23:101412, 2023. ISSN 2352-7110. doi: 10.1016/j.softx.

2023.101412. URL https://doi.org/10.1016/j.softx.2023.101412. Impact Factor (2023): 2.5; 5-Year Impact Factor (2023): 2.8; Ranking JCR: Q2.

[43] V. Herrera, J. Albusac, A. de Los Reyes-Guzmán, C. Glez-Morcillo, J.J. Castro-Schez, and D. Vallejo. Rehab-immersive: Improving upper limb rehabilitation for spinal cord injury patients through hand-interactive virtual reality. In *2023 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality Adjunct (ISMAR-Adjunct)*, pages 797–800, October 2023. doi: 10.1109/ISMAR-Adjunct60411.2023.00176. URL https://ieeexplore.ieee.org/document/10322197. ISSN: 2771-1110.

[44] V. Herrera, A. de Los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, C. Glez-Morcillo, and J. Albusac. Performance analysis for upper limb rehabilitation in non-immersive and immersive scenarios. In *Proceedings of the 25th International Conference on Enterprise Information Systems*, pages 231–242, Prague, Czech Republic, 2023. SCITEPRESS - Science and Technology Publications. ISBN 978-989-758-648-4. doi: 10.5220/0011711800003467. URL https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0011711800003467.

[45] V. Herrera, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, A. de Los Reyes-Guzmán, C. Glez-Morcillo, and J. Albusac. Valoración de la experiencia del usuario en entornos virtuales de rehabilitación de miembros superiores. In *Proceedings of the XLI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2023)*, Cartagena, España, November 2023.

[46] V. Herrera, J. Albusac, E. Angulo, C. Glez-Morcillo, A. de Los Reyes-Guzmán, and D. Vallejo. Virtual reality-assisted goalkeeper training for upper limb rehabilitation in a safe and adapted patient environment. *IEEE Access*, 12:194256–194279, 2024. ISSN 2169-3536. doi: 10.1109/ACCESS.2024.3519731. URL http://dx.doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3519731. Impact Factor (2023): 3.4; 5-Year Impact Factor (2023): 3.7; Ranking JCR: Q1.

[47] V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, A. de Los Reyes-Guzmán, and C. Glez-Morcillo. Dynamic adjustment of interactive objects in virtual environments for upper limb rehabilitation: A patient-centred solution. *Spanish Computer Graphics Conference (CEIG)*, 2024. doi: 10.2312/CEIG.20241142. URL https://diglib.eg.org/handle/10.2312/ceig20241142. Artwork Size: 10 pages Edition: 1142 ISBN: 9783038682615 Publisher: The Eurographics Association.

[48] V. Herrera, A. de Los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, C. Glez-Morcillo, and J. Albusac. Advanced VR calibration for upper limb rehabilitation: Making immersive environments accessible. In *Proceedings of the 26th International Conference on Enterprise*

Information Systems, pages 378–389, Angers, France, 2024. SCITEPRESS - Science and Technology Publications. ISBN 978-989-758-692-7. doi: 10.5220/0012624600003690. URL https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0012624600003690.

[49] V. Herrera, A. de Los Reyes-Guzmán, D. Vallejo, J. J. Castro-Schez, D. N. Monekosso, C. Glez-Morcillo, and J. Albusac. Comparative evaluation of non-immersive and immersive approaches for upper limb rehabilitation: A performance and usability study. In *Enterprise Information Systems*, pages 69–91. Springer Nature Switzerland, 2024. ISBN 978-3-031-64755-0. doi: 10.1007/978-3-031-64755-0_4. URL http://dx.doi.org/10.1007/978-3-031-64755-0_4. ISSN: 1865-1356.

[50] V. Herrera, J. Albusac, J. J. Castro-Schez, C. Glez-Morcillo, D. N. Monekosso, S. Pacheco, R. Perales, and A. de Los Reyes-Guzmán. Creating adapted environments: enhancing accessibility in virtual reality for upper limb rehabilitation through automated element adjustment. *Virtual Reality*, 29(1):148, 2025. ISSN 1434-9957. doi: 10.1007/s10055-024-01078-w. URL http://dx.doi.org/10.1007/s10055-024-01078-w. Impact Factor (2023): 3.2; 5-Year Impact Factor (2023): 3.5; Ranking JCR: Q1.

[51] L. J. Holanda, P. M. M. Silva, T. C. Amorim, M. O. Lacerda, C. R. Simão, and E. Morya. Robotic assisted gait as a tool for rehabilitation of individuals with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1):126, December 2017. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-017-0338-7. URL https://doi.org/10.1186/s12984-017-0338-7.

[52] M. Holmner, A. Meyer, K. S. D. Ka, T. Bothma, D. Alemneh, and J. MacLeod. Accessibility for motor disabilities in immersive technologies. *Proceedings of the Association for Information Science and Technology*, 61 (1):770–773, 2024. ISSN 2373-9231. doi: 10.1002/pra2.1098. URL https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pra2.1098. _eprint: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/pra2.1098.

[53] J. Jonsdottir, R. Bertoni, M. Lawo, A. Montesano, T. Bowman, and S. Gabrielli. Serious games for arm rehabilitation of persons with multiple sclerosis. a randomized controlled pilot study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 19:25–29, 2018-01-01. ISSN 2211-0348. doi: 10.1016/j.msard.2017.10.010.

[54] M. Juan, J. Elexpuru, P. Dias, B. S. Santos, and P. Amorim. Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation: comparing hand and controller interaction. *Virtual Reality*, 27(2):1157–1171, 2023. ISSN 1359-4338. doi: 10.1007/s10055-022-00722-7.

[55] H. Y. Jung, J. Lee, and H. I. Shin. The natural course of passive tenodesis grip in individuals with spinal cord injury with preserved wrist extension po-

wer but paralyzed fingers and thumbs. *Spinal Cord*, 56(9):900–906, 2018-09. ISSN 1362-4393, 1476-5624. doi: 10.1038/s41393-018-0137-4.

[56] I Kapandji. *The Physiology of the Joints, Volume I, Upper Limb*, volume 50. Churchill Livingstone, 1971.

[57] S. Kesikburun. Non-invasive brain stimulation in rehabilitation. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68(1):1–8, March 2022. ISSN 2587-0823. doi: 10.5606/tftrd.2022.10608. URL https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9305642/.

[58] Y-G Kim. The effect of the virtual reality rehabilitation system on activities of daily living, cognitive function, self-esteem in stroke. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 16:5476–5484, 2015-08-31. doi: 10.5762/KAIS.2015.16.8.5476.

[59] G. Ko and S. Nam. Bstick: Handheld virtual reality haptic controller for hand rehabilitation. *Systems*, 10(3), 2022. ISSN 2079-8954. doi: 10.3390/systems10030054.

[60] P. Kourtesis, A. Papadopoulou, and P. Roussos. Cybersickness in virtual reality: The role of individual differences, its effects on cognitive functions and motor skills, and intensity differences during and after immersion. *Virtual Worlds*, 3(1):62–93, 2024. ISSN 2813-2084. doi: 10.3390/virtualworlds3010004. URL https://www.mdpi.com/2813-2084/3/1/4.

[61] M. Lagos Rodríguez, Á. G. García, J. P. Loureiro, and T. P. García. Personalized Virtual Reality Environments for Intervention with People with Disability. *Electronics*, 11(10):1586, January 2022. ISSN 2079-9292. doi: 10.3390/electronics11101586. URL https://www.mdpi.com/2079-9292/11/10/1586.

[62] D. Y. Lim, D. M. Hwang, K. H. Cho, C. W. Moon, and S. Y. Ahn. A Fully Immersive Virtual Reality Method for Upper Limb Rehabilitation in Spinal Cord Injury. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 44(4):311–319, August 2020. ISSN 2234-0645. doi: 10.5535/arm.19181. URL https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7463118/.

[63] C. Lourido, Z. Waghoo, H. K. Wazir, N. Bhagat, and V. Kapila. Using Capability Maps Tailored to Arm Range of Motion in VR Exergames for Rehabilitation. In *2024 46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 1–4, July 2024. doi: 10.1109/EMBC53108.2024.10781958. URL https://ieeexplore.ieee.org/document/10781958/. ISSN: 2694-0604.

[64] M. G. Maggio, M. Bonanno, A. Manuli, and R. S. Calabrò. Improving Outcomes in People with Spinal Cord Injury: Encouraging Results from a Multidisciplinary Advanced Rehabilitation Pathway. *Brain Sciences*, 14(2):

140, February 2024. ISSN 2076-3425. doi: 10.3390/brainsci14020140. URL https://www.mdpi.com/2076-3425/14/2/140. Number: 2 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[65] G. Maresca, M. G. Maggio, A. Buda, G. La Rosa, A. Manuli, P. Bramanti, R. De Luca, and R. S. Calabrò. A novel use of virtual reality in the treatment of cognitive and motor deficit in spinal cord injury. *Medicine*, 97(50):e13559, 2018-12-14. ISSN 0025-7974. doi: 10.1097/MD.0000000000013559.

[66] S. Martínez, C. Gómez-Portes, V. Herrera, J. Albusac, J. J. Castro-Schez, and D. Vallejo. Decision support system for automatic adjustment of rehabilitation routines for stroke patients. pages 52–66, 2023. ISSN 1613-0073.

[67] S. Martínez-Cid, M. Essalhi, V. Herrera, J. Albusac, S. Schez-Sobrino, and D. Vallejo. An adaptive fatigue detection model for virtual reality-based physical therapy. *Information*, 16(2):148, 2025. ISSN 2078-2489. doi: 10.3390/info16020148. URL http://dx.doi.org/10.3390/info16020148.

[68] S. Martínez-Cid, D. Vallejo, V. Herrera, s. Schez-Sobrino, J. J. Castro-Schez, and J. Albusac. Explainable AI-driven decision support system for personalizing rehabilitation routines in stroke recovery. *Progress in Artificial Intelligence*, 2025. ISSN 2192-6360. doi: 10.1007/s13748-024-00357-6. URL http://dx.doi.org/10.1007/s13748-024-00357-6.

[69] S. Mateo, F. Di Rienzo, V. Bergeron, A. Guillot, C. Collet, and G. Rode. Motor imagery reinforces brain compensation of reach-to-grasp movement after cervical spinal cord injury. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 9:234, September 2015. doi: 10.3389/fnbeh.2015.00234. URL https://doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00234.

[70] S. Mateo, A. Roby-Brami, K. T. Reilly, Y. Rossetti, C. Collet, and G. Rode. Upper limb kinematics after cervical spinal cord injury: A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1):9, January 2015. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-12-9. URL https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-9.

[71] V. Mathiowetz, G. Volland, N. Kashman, and K. Weber. Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy*, 39(6):386–391, 1985-06-01. ISSN 0272-9490, 1943-7676. doi: 10.5014/ajot.39.6.386.

[72] A. Mc Kittrick, M. R. Desselle, A. Padilha Lanari Bo, B. Zhang, S. Laracy, and G. Tornatore. Patient Experience in Adjunct Controller-Free Hand Tracking Virtual Reality Tasks for Upper-Limb Occupational Therapy Rehabilitation. *Journal of Patient Experience*, 10:23743735231211983, January 2023. ISSN 2374-3735. doi: 10.1177/23743735231211983. URL https://doi.org/10.1177/23743735231211983. Publisher: SAGE Publications Inc.

[73] Meta Platforms Inc. Meta xr all-in-one sdk – unity asset store. https://assetstore.unity.com/packages/tools/integration/meta-xr-all-in-one-sdk-269657, 2024. Último acceso: 2025-05-01.

[74] D. R. Michael and S. L. Chen. *Serious Games: Games That Educate, Train, and Inform*. Muska & Lipman/Premier-Trade, 2005. ISBN 1592006221.

[75] Microsoft. C# programming language. https://learn.microsoft.com/en-us/dotnet/csharp/, 2024. Último acceso: 2025-04-03.

[76] A. D. Miguel-Rubio, M. D. Rubio, A. Salazar, J. A. Moral-Munoz, F. Requena, R. Camacho, and D. Lucena-Anton. Is Virtual Reality Effective for Balance Recovery in Patients with Spinal Cord Injury? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 9(9):2861, September 2020. ISSN 2077-0383. doi: 10.3390/jcm9092861.

[77] M. Milosevic, K. Masani, M. J. Kuipers, H. Rahouni, M. C. Verrier, K. M. V. McConville, and M. R. Popovic. Trunk control impairment is responsible for postural instability during quiet sitting in individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, 30(5):507–512, June 2015. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.002. URL https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.002.

[78] M. Mott, E. Cutrell, M. Gonzalez Franco, C. Holz, E. Ofek, R. Stoakley, and M. Ringel Morris. Accessible by Design: An Opportunity for Virtual Reality. In *2019 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality Adjunct (ISMAR-Adjunct)*, pages 451–454, Beijing, China, October 2019. IEEE. ISBN 978-1-72814-765-9. doi: 10.1109/ISMAR-Adjunct.2019.00122. URL https://ieeexplore.ieee.org/document/8951960/.

[79] M. Mott, J. Tang, S. Kane, E. Cutrell, and M. Ringel Morris. "I just went into it assuming that I wouldn't be able to have the full experience": Understanding the Accessibility of Virtual Reality for People with Limited Mobility. In *The 22nd International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, pages 1–13, Virtual Event Greece, October 2020. ACM. ISBN 978-1-4503-7103-2. doi: 10.1145/3373625.3416998. URL https://dl.acm.org/doi/10.1145/3373625.3416998.

[80] K. Nas, L. Yazmalar, V. Şah, A. Aydın, and K. Öneş. Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, 6(1):8–16, January 2015. ISSN 2218-5836. doi: 10.5312/wjo.v6.i1.8. URL https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4303793/.

[81] Keith Nesbitt and Eugene Nalivaiko. Cybersickness. In N. Lee, editor, *Encyclopedia of Computer Graphics and Games*, pages 505–511. Springer International Publishing, Cham, 2024. ISBN 978-3-031-23161-2. doi: 10.1007/978-3-031-23161-2_252. URL https://doi.org/10.1007/978-3-031-23161-2_252.

[82] J. R. Octavia, C. Raymaekers, and K. Coninx. Adaptation in virtual environments: Conceptual framework and user models. *Multimedia Tools Appl.*, 54:121–142, June 2011. doi: 10.1007/s11042-010-0525-z.

[83] A. Othman, K. Chemnad, A. E. Hassanien, A. Tlili, C. Y. Zhang, D. Al-Thani, F. Altınay, H. Chalghoumi, H. S. Al-Khalifa, M. Obeid, M. Jemni, T. Al-Hadhrami, and Z. Altınay. Accessible Metaverse: A Theoretical Framework for Accessibility and Inclusion in the Metaverse. *Multimodal Technologies and Interaction*, 8(3):21, March 2024. ISSN 2414-4088. doi: 10.3390/mti8030021. URL https://www.mdpi.com/2414-4088/8/3/21. Number: 3 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[84] S. Pacheco, V. Herrera, R. Perales, J. Albusac, C. Glez-Morcillo, and A. de Los Reyes-Guzmán. The role of technology in the objective assessment of patients with neurological disorders. In Jose L. Pons, Jesus Tornero, and Metin Akay, editors, *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation V*, pages 151–154, Cham, 2024. Springer Nature Switzerland. ISBN 978-3-031-77584-0. doi: 10.1007/978-3-031-77584-0_30.

[85] S. Pacheco, V. Herrera, R. Perales, S. Ceruelo, J. Jiménez, C. Glez-Morcillo, and A. de Los Reyes-Guzmán. Valoración de la métrica smoothness en terapias virtuales inmersivas del miembro superior: estudio de viabilidad. In *Actas del XLII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2024)*, Sevilla, España, November 2024. Póster presentado en el congreso CASEIB 2024.

[86] S. Pei, A. Chen, C. Chen, F. M. Li, M. Fozzard, H-Y. Chi, N. Weibel, P. Carrington, and Y. Zhang. Embodied Exploration: Facilitating Remote Accessibility Assessment for Wheelchair Users with Virtual Reality. In *Proceedings of the 25th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, ASSETS '23, pages 1–17, New York, NY, USA, October 2023. Association for Computing Machinery. ISBN 9798400702204. doi: 10.1145/3597638.3608410. URL https://dl.acm.org/doi/10.1145/3597638.3608410.

[87] M. F. Pereira, C. Prahm, J. Kolbenschlag, E. Oliveira, and N. F. Rodrigues. A virtual reality serious game for hand rehabilitation therapy. In *2020 IEEE 8th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, pages 1–7, 2020-08. doi: 10.1109/SeGAH49190.2020.9201789.

[88] I. Phelan, P. J. Furness, M. Matsangidou, A. Carrion-Plaza, H. Dunn, P. Dimitri, and S. A. Lindley. Playing your pain away: designing a virtual reality physical therapy for children with upper limb motor impairment. *Virtual Reality*, 27(1):173–185, March 2023. ISSN 1434-9957. doi: 10.1007/s10055-021-00522-5. URL https://doi.org/10.1007/s10055-021-00522-5.

[89] P. Pillastrini, R. Mugnai, R. Bonfiglioli, S. Curti, S. Mattioli, M. G. Maioli, G. Bazzocchi, M. Menarini, R. Vannini, and F. S. Violante. Evaluation of an occupational therapy program for patients with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 46(1):78–81, January 2008. ISSN 1476-5624. doi: 10.1038/sj.sc.3102072. URL https://www.nature.com/articles/3102072. Publisher: Nature Publishing Group.

[90] T. Pousada, J. Pereira, B. Groba, L. Nieto-Riveiro, J. Martín, and Lagos M. User experience in virtual reality from people with and without disability. In Constantine Stephanidis, Margherita Antona, Stavroula Ntoa, and Gavriel Salvendy, editors, *HCI International 2023 Posters*, pages 352–357, Cham, 2023. Springer Nature Switzerland. ISBN 978-3-031-35992-7. doi: 10.1007/978-3-031-35992-7_49.

[91] S. Pérez-Nombela, J. Merino-Andrés, J. Gómez-Soriano, M. Álvarez Rodríguez, S. Ceruelo-Abajo, P. López-Muñoz, R. Palomo-Carrión, and A. de Los Reyes-Guzmán. Is It Feasible to Apply a Virtual Box and Block Test in Children with Unilateral Cerebral Palsy?: A Pilot Study. *Journal of Clinical Medicine*, 14(2):391, January 2025. ISSN 2077-0383. doi: 10.3390/jcm14020391.

[92] Y. Ren, Q. Wang, H. Liu, G. Wang, and A. Lu. Effects of immersive and non-immersive virtual reality-based rehabilitation training on cognition, motor function, and daily functioning in patients with mild cognitive impairment or dementia: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, 38(3):305–321, March 2024. ISSN 0269-2155. doi: 10.1177/02692155231213476. URL https://doi.org/10.1177/02692155231213476. Publisher: SAGE Publications Ltd STM.

[93] J. M. Rogers, J. Duckworth, S. Middleton, B. Steenbergen, and P. H. Wilson. Elements virtual rehabilitation improves motor, cognitive, and functional outcomes in adult stroke: Evidence from a randomized controlled pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1):56, 2019-12. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-019-0531-y.

[94] A. E. d. Ruz. Lesión medular traumática. Valoración y manejo integral. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 12(75):4387–4400, April 2019. ISSN 0304-5412. doi: 10.1016/j.med.2019.03.020. URL https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030454121930071X.

[95] K. M. Sagayam and D. J. Hemanth. Hand posture and gesture recognition techniques for virtual reality applications: a survey. *Virtual Reality*, 21(2):91–107, 2022-12-19. ISSN 1434-9957. doi: 10.1007/s10055-016-0301-0.

[96] J-H. Shin, M-Y. Kim, J-Y. Lee, Y-J. Jeon, S. Kim, S. Lee, B. Seo, and Y. Choi. Effects of virtual reality-based rehabilitation on distal upper extre-

mity function and health-related quality of life: a single-blinded, randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1): 17, 2016-02-24. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-016-0125-x.

[97] M. Slater and M. V. Sanchez-Vives. Enhancing Our Lives with Immersive Virtual Reality. *Frontiers in Robotics and AI*, 3, December 2016. ISSN 2296-9144. doi: 10.3389/frobt.2016.00074. URL http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/frobt.2016.00074/full.

[98] M. Soleimani, M. Ghazisaeedi, and S. Heydari. The efficacy of virtual reality for upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC medical informatics and decision making*, 24(1): 135, May 2024. ISSN 1472-6947. doi: 10.1186/s12911-024-02534-y. URL https://europepmc.org/articles/PMC11127427.

[99] L. SShahmoradi, S. Almasi, H. Ahmadi, A. Bashiri, T. Azadi, A. Mirbagherie, N. N. Ansari, and R. Honarpishe. Virtual reality games for rehabilitation of upper extremities in stroke patients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 26:113–122, April 2021. ISSN 1360-8592. doi: 10.1016/j.jbmt.2020.10.006. URL https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136085922030187X.

[100] R. Sweis and J. Biller. Systemic Complications of Spinal Cord Injury. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 17(1):8, February 2017. ISSN 1534-6293. doi: 10.1007/s11910-017-0715-4. URL https://doi.org/10.1007/s11910-017-0715-4.

[101] P. Tran, S. Jeong, S. L. Wolf, and J. P. Desai. Patient-specific, voice-controlled, robotic flexotendon glove-ii system for spinal cord injury. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2):898–905, 2020. doi: 10.1109/LRA.2020.2965900.

[102] Unity Technologies. Unity real-time development platform. https://unity.com/, 2024. Último acceso: 2025-04-03.

[103] M. Vergara, J. L. Sancho-Bru, V. Gracia-Ibáñez, and A. Pérez-González. An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living. *Journal of Hand Therapy*, 27(3):225–234, 2014.

[104] J. F. Villada Castillo, M. F. Montoya Vega, J. E. Muñoz Cardona, D. Lopez, L. Quiñones, O. A. Henao Gallo, and J. F. Lopez. Design of Virtual Reality Exergames for Upper Limb Stroke Rehabilitation Following Iterative Design Methods: Usability Study. *JMIR Serious Games*, 12:e48900, January 2024. ISSN 2291-9279. doi: 10.2196/48900. URL https://games.jmir.org/2024/1/e48900.

[105] R. D. Vining, D. M. Gosselin, J. Thurmond, K. Case, and F. R. Bruch. Interdisciplinary rehabilitation for a patient with incomplete cervical spinal cord injury and multimorbidity. *Medicine*, 96(34):e7837, August 2017. ISSN 0025-7974. doi: 10.1097/MD.0000000000007837. URL https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5572013/.

[106] S. Vlahovic, M. Suznjevic, and L. Skorin-Kapov. A Framework for the Classification and Evaluation of Game Mechanics for Virtual Reality Games. *Electronics*, 11(18):2946, January 2022. ISSN 2079-9292. doi: 10.3390/electronics11182946. URL https://www.mdpi.com/2079-9292/11/18/2946. Number: 18 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[107] R. Williams and A. Murray. Prevalence of Depression After Spinal Cord Injury: A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(1):133–140, January 2015. ISSN 0003-9993. doi: 10.1016/j.apmr.2014.08.016. URL https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999314010296.

[108] World Health Organization. Spinal cord injury, 2024. URL https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury.

[109] R. Yang, Q. Yuan, W. Zhang, H. Cai, and Y. Wu. Application of Artificial Intelligence in rehabilitation science: A scientometric investigation Utilizing Citespace. *SLAS Technology*, 29(4):100162, August 2024. ISSN 2472-6303. doi: 10.1016/j.slast.2024.100162. URL https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S247263032400044X.

[110] C. Zorzi, L. Tabbaa, A. Covaci, K. Sirlantzis, and G. Marcelli. Train vs. Play: Evaluating the Effects of Gamified and Non-Gamified Wheelchair Skills Training Using Virtual Reality. *Bioengineering*, 10(11):1269, November 2023. ISSN 2306-5354. doi: 10.3390/bioengineering10111269. URL https://www.mdpi.com/2306-5354/10/11/1269. Number: 11 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.

[111] F. S. M. Zuki, F. Merienne, S. Sulaiman, A. Ricca, D. R. A. Rambli, and M. N. M. Saad. Gamification, sensory feedback, adaptive function on virtual reality rehabilitation: a brief review. In *2022 International Conference on Digital Transformation and Intelligence (ICDI)*, pages 330–335, December 2022. doi: 10.1109/ICDI57181.2022.10007124. URL https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/10007124.