



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Roberto Lloréns Rodríguez

Intervenciones basadas en realidad virtual para el entrenamiento de las estrategias de equilibrio en sujetos crónicos con daño cerebral adquirido

Supervisores:

Dra. Valeriana Naranjo Ornedo
Dr. José Antonio Gil Gómez
Dr. Mariano Luis Alcañiz Raya

Tesis doctoral

Octubre, 2014



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Tesis doctoral

INTERVENCIONES BASADAS EN REALIDAD VIRTUAL PARA
EL ENTRENAMIENTO DE LAS ESTRATEGIAS DE
EQUILIBRIO EN SUJETOS CRÓNICOS CON DAÑO CEREBRAL
ADQUIRIDO

Autor:

Roberto Lloréns Rodríguez

Supervisores:

Valeriana Naranjo Ornedo

José Antonio Gil Gómez

Mariano Luis Alcañiz Raya

*A Enrique Noé,
un cerebro maravilloso
que pierde las llaves
pero arregla vidas.*

Prefacio

Bromeaba mi admirada Mindy Levin que los estudios controlados son necesarios en esta disciplina para cubrir la falta de rigurosidad de algunas aportaciones, pero que un estudio controlado debería ser suficiente para cubrir el cupo de la vida de un investigador. Cinco de los nueve estudios presentados en este trabajo son estudios controlados, lo cual, lejos de una muestra de presuntuosidad, es una muestra del enorme esfuerzo investigador que se ha hecho en los últimos siete años en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA, el cual se intenta reflejar en este trabajo. Cerca de 150 personas que sufrieron una lesión cerebral (además de 20 fisioterapeutas y 20 sujetos sanos) participaron en los estudios, con el generoso regalo de su tiempo y la inagotable ilusión de su lucha. De ellos es de quien más podemos aprender, no sólo porque, desgraciadamente, no hay nada que aporte más información acerca del funcionamiento de un mecanismo, que cuando éste se estropea, sino porque son la demostración empírica de una superación personal más allá de escalas, pruebas y significación estadística. Ellos han demostrado que las intervenciones experimentales presentadas en este trabajo permiten maximizar la rehabilitación del equilibrio, si bien mi querida Emily Keshner todavía sigue definiendo este término en cada estudio que realiza con la precisión quirúrgica de un escultor. Ella misma me enseñó que el objetivo último de un estudio científico no es responder una pregunta, sino encontrar la siguiente. Así se ha planteado este trabajo, como una sucesión de incógnitas, más allá de sus respuestas. Y quizás ésta sea la única manera, pues el misterio del cerebro sólo es comparable al del universo. Y por desgracia, los seres humanos contamos con un gran inconveniente para enfrentarnos a ambos misterios: nuestro tamaño. Somos demasiado grandes para entender el cerebro y demasiado pequeños para entender el universo. Los últimos avances tecnológicos nos permiten observar estructuras neuronales de pocas micras, como la arborización dendrítica del hipocampo de las ratas mediante la técnica denominada CLARITY, así como galaxias cada vez más lejanas, como la z8-GND-5296, situada a 13,1 billones de años luz (actualmente a 30 billones aproximadamente, dada la expansión del universo), mediante imágenes infrarrojas tomadas por el telescopio espacial Hubble y confirmadas por el espectrógrafo MOSFIRE del telescopio Keck. Y sin embargo, el funcionamiento de ambos está lejos de ser esclarecido. Si acaso, la incógnita del cerebro humano se me antoja todavía más sonrojante, pues paradójicamente, a este último lo llevamos a cuestas.

Reconocimientos

La realización de este trabajo ha sido posible gracias a la colaboración entre el instituto Labhuman de la Universitat Politècnica de València, dirigido por Mariano Alcañiz, y el Servicio de Neurorehabilitación y Daño Cerebral de los Hospitales NISA, dirigido por Joan Ferri. La confianza de ambos ha hecho posible el éxito de la investigación planteada en este trabajo.

La dirección clínica y científica de este trabajo ha sido supervisada por Enrique Noé, director médico y de investigación del Servicio de Neurorehabilitación y Daño Cerebral de los Hospitales NISA. Los estudios clínicos presentados en este trabajo no hubieran sido posibles sin las aportaciones de Enrique Noé en el diseño de los mismos y en la interpretación de los resultados, de María Dolores Navarro en la gestión y de Amparo Baldoví, Pilar Galán, Estela Fernández, Ignacio Verdecho, Nuria Navalón y Laura Gómez, esta última perteneciente al Instituto Valenciano de Acción Social, en la supervisión de las intervenciones.

Los desarrollos llevados a cabo fueron posibles gracias a las aportaciones de José Miguel Martínez en la programación de *drivers* para los distintos sistemas de *tracking* utilizados, de José Roda en la programación de los entornos virtuales, de Salvador Cerdá en el diseño gráfico, de Francisco Toledo en la programación web y el testeo, de María Ángeles Calabuig y Silvia Jiménez en la gestión de proyectos y de Moisés Ferrer en los desarrollos preliminares.

La elaboración de este trabajo ha sido guiada y supervisada por los profesores Valery Naranjo, José Antonio Gil y Mariano Alcañiz.

Resumen

Los desórdenes del equilibrio están entre los déficits motores más frecuentes entre aquellos individuos que han sufrido una lesión cerebral. La recuperación de esta habilidad es una parte esencial del proceso rehabilitador, dado que está asociada a un aumento relevante de la autonomía. En estados crónicos de la patología, la mera repetición de movimientos no es suficiente para proporcionar cambios funcionales a nivel motor. Intervenciones basadas en los principios de aprendizaje motor, las cuales se fundamentan en ejercicios intensivos, repetitivos, orientados a una tarea y adaptados en dificultad, han demostrado proporcionar mejorías clínicas en sujetos que han sufrido un daño cerebral, incluso mucho tiempo después de la lesión. La realidad virtual se ha propuesto anteriormente para confeccionar programas de entrenamiento adaptados a las necesidades de los individuos de manera segura y regulada. Sin embargo, la mayoría de los estudios hasta la fecha se han centrado en la función motora de las extremidades superiores o bien en intervenciones orientadas a la movilidad general. En el presente trabajo se describen un conjunto de ejercicios diseñados específicamente para el entrenamiento de las estrategias de equilibrio, así como su efectividad clínica, bajo distintas condiciones, en la rehabilitación del equilibrio. De manera análoga, se estudian los sistemas de interacción y valoración utilizados para garantizar su adecuado funcionamiento, así como para conocer las percepciones derivadas de su uso.

Los estudios presentados en este trabajo determinan que los protocolos de intervención experimental mediante ejercicios de realidad virtual diseñados específicamente para entrenar las estrategias de equilibrio y ejercicios de fisioterapia convencional permiten proporcionar mejoras clínicas en el estado de individuos que han sufrido un daño cerebral, incluso en estados crónicos de la patología. Además, estas intervenciones permiten proporcionar beneficios sobre protocolos de fisioterapia convencional, e incluso como parte de protocolos de telerrehabilitación, en los que el entrenamiento se realiza en los hogares de los usuarios. Los estudios también muestran que los ejercicios desarrollados son usables, motivadores y proporcionan elevados niveles de presencia e inmersión. La caracterización de las herramientas de interacción demuestra que las necesidades y percepciones de pacientes y fisioterapeutas al usarlas son distintas y deben tenerse en cuenta, más allá de su funcionamiento, para lograr la integración de estos sistemas en la clínica, así como en protocolos de telerrehabilitación, los cuales pueden, bajo determinadas circunstancias, reducir costes del proceso rehabilitador.

Abstract

Balance disorders are one of the most common impairments referred by individuals who have suffered a brain injury. Rehabilitation of balance is a key aspect of the neurorehabilitation interventions, because it is associated with an increase in self-dependency. In chronic stages, the mere repetition of movements may be a necessary but not a sufficient condition to sustain functional changes in the motor skills. Interventions based on the motor learning principles, which focus on intensive, repetitive, task-oriented, and adaptive difficulty tasks, have shown to provide clinical benefits to individuals after a brain lesion, even long time after the onset. Virtual reality has been previously proposed to design training programs tailored to the needs of each individual, in a safe and controlled way. However, most of the studies presented to date have focused on the motor skills of the upper limb or on the general mobility. This document describes a set of exercises specifically designed to train the balance strategies, as well as their clinical effectiveness, under different conditions, in the rehabilitation of balance. Similarly, the interaction and assessment tools used in this work are analyzed to ensure their performance and to determine the subjective perceptions derived from their use.

The studies presented here show that the experimental interventions combining virtual reality-based exercises specifically designed to train the balance strategies and conventional physical therapy programs can provide clinical benefits to the balance condition of brain injury population, even in chronic stages. In addition, these interventions can provide benefits over pure physical therapy protocols, and even as a part of telerehabilitation protocols, in which the subjects undergo the training sessions at their own place. The studies also show that the proposed exercises are usable, motivating, and provide good levels of presence and immersion. The in-depth evaluation of the interaction tools provides evidence that the needs and perceptions of patients and physical therapists are different and must be taken into account, besides their performance, to integrate these systems in the clinical setting, but also in telerehabilitation protocols, which can reduce, under some circumstances, the costs associated to the neurorehabilitation programs.

Resum

Els desordres de l'equilibri estan entre els dèficits motors més freqüents entre aquells individus que han patit una lesió cerebral. La recuperació d'aquesta habilitat és una part essencial del procés rehabilitador, ja que està associada a un augment rellevant de l'autonomia. En estats crònics de la patologia, la mera repetició de moviments no és suficient per proporcionar canvis funcionals a nivell motor. Intervencions basades en els principis d'aprenentatge motor, els quals es fonamenten en exercicis intensius, repetitius, orientats a una tasca i adaptats en dificultat, han demostrat proporcionar millores clíniques en individus que han patit un dany cerebral, fins i tot molt temps després de la lesió. La realitat virtual s'ha proposat anteriorment per confeccionar programes d'entrenament adaptats a les necessitats dels individus de manera segura i regulada. No obstant això, la majoria dels estudis fins ara s'han centrat en la funció motora de les extremitats superiors o bé en intervencions orientades a la mobilitat general. En el present treball es descriuen un conjunt d'exercicis dissenyats específicament per a l'entrenament de les estratègies d'equilibri, així com la seua efectivitat clínica, baix diferents condicions, en la rehabilitació de l'equilibri. De manera anàloga, s'estudien els sistemes d'interacció i valoració utilitzats per garantir el seu adequat funcionament, així com per conèixer les percepcions derivades del seu ús.

Els estudis presentats en aquest treball determinen que els protocols d'intervenció experimental mitjançant exercicis de realitat virtual dissenyats específicament per entrenar les estratègies d'equilibri i exercicis de fisioteràpia convencional permeten proporcionar millores clíniques en l'estat d'individus que han patit un dany cerebral, fins i tot en estats crònics de la patologia. A més, aquestes intervencions permeten proporcionar beneficis sobre protocols de fisioteràpia convencional, i fins i tot com a part de protocols de telerehabilitació, en els que l'entrenament es realitza a les llars dels usuaris. Els estudis també mostren que els exercicis desenvolupats són usables, motivadors i proporcionen elevats nivells de presència i immersió. La caracterització de les eines d'interacció demostra que les necessitats i percepcions de pacients i fisioterapeutes són diferents i cal tenir-les en compte, més enllà del seu funcionament, per aconseguir la integració d'aquests sistemes en la clínica, així com en protocols de telerehabilitació, els quals poden, baix determinades circumstàncies, reduir costos del procés rehabilitador.

Abreviaturas

10MWT	10-meter walking test
1MWT	1-minute walking test
30CST	30-second sit-to-stand test
ANOVA	Análisis de varianza
AP	Anteroposterior
AVD	Actividades de la vida diaria
BBA	Brunel balance assessment
BBS	Berg balance scale
CDM	Centro de masas
CDP	Centro de presión
CI	Intervalo de confianza
CMD	Cambio mínimo detectable
COVS	Clinical outcome variable scale
CPU	Central processing unit
DCA	Daño cerebral adquirido
DEP	Densidad espectral de potencia
EMC	Estudio de las estrategias maleolar y coxal
EP	Estudio de la estrategia podal
EV	Entorno virtual
FAC	Functional ambulation categories
FPS	Fotogramas por segundo
FRT	Functional reaches test
GPU	Graphics processing unit
HAI	Hauser ambulation index
ICARS	International cooperative ataxia rating scale
ICC	Operador de correlación intraclase
IR	Infrarrojo
LOS	Límites de estabilidad
M1	Corteza motora primaria
MAST	Mississippi aphasia screening test
mCTSIB	Test clínico modificado de interacción sensorial en el equilibrio
ML	Mediolateral
MMSE	Mini-mental state examination
NGL	Núcleo geniculado lateral
OTG	Órgano tendinoso de Golgi
PC	Ordenador personal
PDC	Posturografía dinámica computerizada
POMAb	Subescala de equilibrio de la Tinetti performance oriented mobility assessment
POMAg	Subescala de marcha de la Tinetti performance oriented mobility assessment
REC	Test de Romberg con ojos cerrados
REO	Test de Romberg con ojos abiertos
RF	Radiofrecuencia
RFEC	Test de Romberg con ojos cerrados sobre gomaespuma
RFEO	Test de Romberg con ojos abiertos sobre gomaespuma
RGB	Modelo de color rojo-verde-azul
RMI	Rivermead mobility index
RV	Realidad virtual
RWS	Control rítmico de la distribución del peso

S1	Corteza somatosensorial primaria
S2	Corteza somatosensorial secundaria
SFQm	Short feedback questionnaire modificado
SMA	Área motora suplementaria
SNC	Sistema nervioso central
SOT	Test de organización sensorial
ST	Stepping test
TCE	Traumatismo craneoencefálico
TUDST	Timed up and down stairs test
TUG	Timed “up and go” test
VGA	Video graphics array
WBB	Wii balance board

Índice general

Introducción	1
1.1. Control motor y equilibrio.....	3
1.1.1. Terminología.....	3
1.1.2. Estrategias de equilibrio.....	5
1.1.3. Factores que intervienen en el equilibrio	8
1.2. Fisiología del control motor.....	11
1.2.1. Aferencias	11
1.2.2. Eferencias	12
1.3. Daño cerebral adquirido	13
1.3.1. Definición	13
1.3.2. Epidemiología	14
1.3.3. Principales etiologías.....	15
1.3.4. Implicaciones en el equilibrio	17
1.4. Recuperación neurológica	20
1.4.1. Base fisiológica de la recuperación.....	20
1.4.2. Aprendizaje motor	21
1.5. Rehabilitación del equilibrio	25
1.5.1. Valoración del equilibrio	26
1.5.2. Intervención en el equilibrio	28
1.6. Objetivos.....	36
1.7. Estructura de la tesis	37
Caracterización de los sistemas de valoración e interacción.....	39
2.1. Plataformas de presión	41
2.1.1. Descripción	41
2.1.2. Estudios.....	50
2.2. Sistemas de tracking.....	64
2.2.1. Descripción	64
2.2.2. Estudios.....	96
Efectividad y usabilidad del entrenamiento de las estrategias de equilibrio	115
3.1. Estrategias maleolar y coxal.....	117
3.1.1. Descripción	117
3.1.2. Estudios.....	127
3.2. Estrategia podal	144
3.2.1. Descripción	144
3.2.2. Estudios.....	146
Conclusiones	171
4.1. Objetivo principal	173
4.2. Objetivos secundarios.....	176
Anexos.....	179
Anexo I. Biomecánica del equilibrio en bipedestación.....	181
I.1. Componentes	181
I.2. Movimientos	181
I.3. Función 187	
Anexo II. Fisiología del control motor.....	189
II.1. Aferencias.....	189
II.2. Eferencias	199
Anexo III. Herramientas de valoración.....	205

III.1. Herramientas de valoración del equilibrio	205
III.2. Herramientas de valoración de presencia, usabilidad y motivación.....	216
Bibliografía.....	219
Méritos.....	233

Índice de figuras

Figura 1. Relación entre el centro de masas y de presión.	4
Figura 2. Estrategias de equilibrio.	6
Figura 3. Ciclo del proceso rehabilitador.	25
Figura 4. Plataforma Nintendo® Wii Balance Board.	42
Figura 5. Funcionamiento de una galga extensiométrica.	43
Figura 6. Diagrama del circuito de una galga extensiométrica.	43
Figura 7. Distribución de los sensores de la Nintendo® Wii Balance Board.	44
Figura 8. Sistema NedSVE/IBV.	47
Figura 9. Densidad espectral de potencia de la componente x del centro de presión del peso estático. ...	52
Figura 10. Densidad espectral de potencia de la componente x del centro de presión de un participante joven.	52
Figura 11. Porcentaje de participantes mostrando valores anormales en el test mCTSIB.	58
Figura 12. Porcentaje de participantes mostrando valores anormales en los test LOS y RWS.	59
Figura 13. Parámetros de la localización espacial.	64
Figura 14. Cámara NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2.	65
Figura 15. Procesado digital de los marcadores.	66
Figura 16. Representación gráfica de la geometría de dos vistas.	68
Figura 17. Configuración frontal paralela de dos cámaras estéreo.	70
Figura 18. Sistema Polhemus™ G4™.	73
Figura 19. Campo generado por una bobina electromagnética.	74
Figura 20. Acoplamiento ideal de fuente y sensor electromagnético.	75
Figura 21. Sensor del sistema G4™ excitado por la presencia de la fuente electromagnética.	76
Figura 22. Expresión de los parámetros en función de su estimación previa.	77
Figura 23. Mallazo metálico utilizado en la construcción.	81
Figura 24. Corrección de la distorsión electromagnética.	82
Figura 25. Proceso de toma de datos en la calibración del sistema G4™.	83
Figura 26. Captura de la interfaz gráfica de la aplicación de calibración.	83
Figura 27. Comparación de los dispositivos de tracking de esqueleto.	84
Figura 28. Patrón de haces de luz IR emitidos por Kinect™ capturados mediante una cámara de visión nocturna.	86
Figura 29. Detalle de los subpatrones de Kinect™.	87
Figura 30. Modelo matemático de la estimación de profundidad de Kinect™.	87
Figura 31. Representación de las características del algoritmo de toma de decisiones de Kinect™.	89
Figura 32. Ejemplo del funcionamiento de la detección de objetos.	90
Figura 33. Representación del bosque de decisiones.	90
Figura 34. Imágenes de profundidad reales y etiquetadas.	91
Figura 35. Puntos del esqueleto definidos en el algoritmo de estimación de la pose.	92
Figura 36. Cambio de base del sistema de referencia de Kinect™.	92
Figura 37. Posición Psi.	93
Figura 38. Rejilla diseñada para el estudio de los parámetros.	98
Figura 39. Montaje de los sistemas de tracking.	99

Figura 40. Respuestas subjetivas de todos los grupos a las primeras cuatro preguntas de los cuestionarios A y B.	107
Figura 41. Respuestas subjetivas de los individuos sanos y con ictus a las preguntas 5, 6 y 7 del cuestionario A.....	107
Figura 42. Respuesta subjetivas de los terapeutas de la 5 a la 9 del cuestionario B.....	108
Figura 43. Calibración de los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.....	117
Figura 44. Ejemplo de resultado de la calibración de los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.....	118
Figura 45. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Explota plastilinas’.....	119
Figura 46. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Simon’.....	121
Figura 47. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Caza plastilinas’.....	122
Figura 48. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Sigue el camino’.....	124
Figura 49. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Equilibrismo’.....	125
Figura 50. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Distorsión visual’.....	126
Figura 51. Diseño de estudio longitudinal con valoración de seguimiento.....	128
Figura 52. Diseño de estudio controlado.....	132
Figura 53. Diseño de estudio controlado con tres grupos y valoración de seguimiento.....	137
Figura 54. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Chafa plastilinas’.....	145
Figura 55. Ejemplos de feedback proporcionado por el ejercicio ‘Chafa plastilinas’.....	145
Figura 56. Diseño de estudio controlado con valoración de seguimiento.....	160
Figura 57. Diseño de estudio controlado con tres grupos.....	167
Figura 58. Análisis de la marcha: a) fases; b) seguimiento del tobillo y la puntera.....	184
Figura 59. Husos musculares.....	189
Figura 60. Órgano tendinoso de Golgi.....	191
Figura 61. Vías ascendentes de los receptores del sistema somatosensorial.....	192
Figura 62. Corteza somatosensorial.....	193
Figura 63. Localización de las áreas sensoriales primarias, áreas de asociación sensorial de mayor nivel y corteza de asociación cognitiva de mayor nivel.....	194
Figura 64. Magnificación de la retina.....	195
Figura 65. Vías neurales visuales.....	196
Figura 66. Sistema vestibular.....	198
Figura 67. Corteza motora.....	200
Figura 68. Anatomía del cerebelo. Impulsos y reacciones.....	201
Figura 69. Conexiones de los ganglios basales.....	202
Figura 70. Tracto corticoespinal.....	203
Figura 71. Pruebas que componen el test de organización sensorial.....	214
Figura 72. Pruebas que componen el test de control motor.....	214
Figura 73. Pruebas que componen el test de adaptación.....	215

*Figuras extraídas y modificadas de Shumway-Cook, A. and M.H. Woollacott, Motor control: theory and practical applications. 1995: Williams & Wilkins.

Índice de tablas

Tabla 1. Requerimientos para usar las distintas estrategias de control ortostático.	7
Tabla 2. Etiología del daño cerebral adquirido.....	14
Tabla 3. Distribución de personas con DCA según tipo de discapacidad y causa del daño.	14
Tabla 4. Personas con DCA según sexo y tramos de edad.	14
Tabla 5. Ejemplos de intervenciones que han reportado mejorías en el equilibrio de sujetos con ictus... 29	
Tabla 6. Ejemplos de intervenciones mediante realidad virtual.....	35
Tabla 7. Características de la plataforma Nintendo® Wii Balance Board.	45
Tabla 8. Estudios de la validez de la estimación del CDP con la plataforma Nintendo® Wii Balance Board.	46
Tabla 9. Características de la plataforma NedSVE/IBV.	48
Tabla 10. Resultados de la F95 de la componente x del centro de presión en jóvenes y mayores bajo distintas condiciones.	53
Tabla 11. Frecuencias de muestreo y de corte utilizadas para el registro y filtrado de la señal del centro de presión en distintos estudios de la entropía de la misma.....	54
Tabla 12. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio de la validez del NedSVE/IBV.	55
Tabla 13. Características de los participantes en el estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.	55
Tabla 14. Escalas utilizadas en el estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.	56
Tabla 15. Valores clínicos del estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.	57
Tabla 16. Valores posturográficos del estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.	57
Tabla 17. Correlación entre escalas clínicas y pruebas posturográficas.	59
Tabla 18. Correlación entre escalas clínicas y pruebas posturográficas.	60
Tabla 19. Fiabilidad test-retest de las pruebas posturográficas.	60
Tabla 20. Características de las cámaras NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2.....	72
Tabla 21. Características del sistema Polhemus™ G4™.	80
Tabla 22. Características del sistema de tracking de esqueleto utilizado.	94
Tabla 23. Características de los sistemas de tracking.	97
Tabla 24. Precisión y jitter registrados en los puntos de intersección de la rejilla.....	101
Tabla 25. Criterios de inclusión y exclusión en el grupo de individuos con ictus en el estudio de validación del sistema NedSVE/IBV.....	103
Tabla 26. Características de los individuos con ictus del estudio de validación del sistema NedSVE/IBV.	103
Tabla 27. Puntuaciones de cada grupo a los cuestionarios subjetivos.	106
Tabla 28. Resumen de los movimientos requeridos por los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.....	118
Tabla 29. Parámetros del ejercicio ‘Explota plastilinas’.	120
Tabla 30. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Explota plastilinas’.	120
Tabla 31. Parámetros del ejercicio ‘Simon’.	121
Tabla 32. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Simon’.	122
Tabla 33. Parámetros del ejercicio ‘Caza plastilinas’.	123
Tabla 34. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Caza plastilinas.	123
Tabla 35. Parámetros del ejercicio ‘Sigue el camino’.	124

Tabla 36. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Sigue el camino’	124
Tabla 37. Parámetros del ejercicio ‘Distorsión visual’	126
Tabla 38. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Distorsión visual’	127
Tabla 39. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio ECMI	128
Tabla 40. Características de los participantes del estudio ECMI	128
Tabla 41. Escalas utilizadas en el estudio EMCI	129
Tabla 42. Resultados del estudio EMCI	129
Tabla 43. Características de los participantes del estudio ECMII	131
Tabla 44. Escalas utilizadas en el estudio EMCII	132
Tabla 45. Resultados del estudio EMCII	134
Tabla 46. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio ECMIII	136
Tabla 47. Características de los participantes del estudio ECMIII	136
Tabla 48. Escalas utilizadas en el estudio EMCIII	137
Tabla 49. Resultados del estudio EMCIII	139
Tabla 50. Resultados de usabilidad y motivación del estudio EMCIII	140
Tabla 51. Parámetros del ejercicio ‘Chafa plastilinas’	146
Tabla 52. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Chafa plastilinas’	146
Tabla 53. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPI	147
Tabla 54. Características de los participantes del estudio EPI	147
Tabla 55. Escalas utilizadas en el estudio EPI	148
Tabla 56. Resultados del estudio EPI	149
Tabla 57. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPII	151
Tabla 58. Características de los participantes del estudio EPII	152
Tabla 59. Escalas utilizadas en el estudio EPII	153
Tabla 60. Resultados del estudio EPII	154
Tabla 61. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPIII	158
Tabla 62. Características de los participantes del estudio EPIII	158
Tabla 63. Escalas utilizadas en el estudio EPIII	159
Tabla 64. Resultados de efectividad clínica del estudio EPIII	161
Tabla 65. Resultados de usabilidad y motivación del estudio EPIII	162
Tabla 66. Resultados de costes del estudio EPIII	162
Tabla 67. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPIV	165
Tabla 68. Características de los participantes del estudio EPIV	166
Tabla 69. Escalas utilizadas en el estudio EPIV	167
Tabla 70. Resultados del estudio EPIV	168
Tabla 71. Movimientos de cadera	183
Tabla 72. Movimientos de los tobillos	184
Tabla 73. Componentes de movimiento de las piernas con pies paralelos	185
Tabla 74. Componentes de movimiento de las piernas en abducción	186
Tabla 75. Componentes de movimiento de las piernas con pies en tándem	186
Tabla 76. Conexiones centrales del sistema vestibular	199
Tabla 77. Functional Ambulation Categories	205
Tabla 78. Hauser Ambulation Index	206
Tabla 79. Berg Balance Scale	208

Tabla 80. Subescala de equilibrio de la Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment.	209
Tabla 81. Subescala de marcha de la Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment.	210
Tabla 82. Brunel Balance Assessment.....	211
Tabla 83. Comparación de las pruebas que componen el estudio posturográfico de los sistemas EquiTest® y NedSVE/IBV.....	216
Tabla 84. Short Feedback Questionnaire modificado.....	216
Tabla 85. System Usability Scale.....	217
Tabla 86. Intrinsic Motivation Inventory.....	218

Capítulo 1

Introducción

1.1. Control motor y equilibrio

1.1.1. Terminología

El control motor es la habilidad de regular o dirigir los mecanismos esenciales del movimiento. Es el mecanismo por el cual el sistema nervioso central (SNC) integra la información sensorial del entorno y selecciona y controla el movimiento, organizando músculos y articulaciones individuales en movimientos funcionales coordinados. El movimiento se origina a partir de la interacción de tres factores: los relativos a la persona, a la tarea y el entorno. En relación al individuo, el movimiento emerge a partir del esfuerzo cooperativo de distintas estructuras y procesos cerebrales, no sólo de naturaleza motora sino también cognitiva. Así pues, la acción (los procesos que generan los patrones de activación muscular), la percepción (la integración de información sensorial) y la cognición (la atención, la motivación y otros aspectos emocionales) intervienen en la generación del movimiento. Respecto a la tarea, en las actividades de la vida diaria (AVD) se ejecutan una enorme variedad de tareas funcionales que requieren movimiento. La naturaleza de la tarea a ser ejecutada determina el tipo de movimiento necesario. Por último, además de las características de la tarea, el movimiento está también limitado por características del entorno. En resumen, el movimiento se genera para cumplir las demandas de una tarea que debe ser ejecutada dentro de un entorno. La capacidad para encontrar la interacción entre la tarea y el entorno determina la capacidad de cada persona.

El equilibrio es un claro ejemplo de control motor. Si definimos el centro de masas (CDM) como el punto imaginario en que se concentra toda la masa de un cuerpo, en este caso el cuerpo humano, el equilibrio puede definirse como el proceso por el cual controlamos el CDM del cuerpo respecto a la base de sustentación, sea estática o dinámica. Se entiende como una base estática la relativa a una postura erguida en bipedestación y como una base dinámica la necesaria para caminar o levantarse. Mantener una posición erguida estable también implica la contracción activa de distintos grupos de músculos para controlar la posición del CDM ante la fuerza desestabilizadora de la gravedad. La proyección vertical del CDM en el plano del suelo, se conoce como centro de presión (CDP) (Figura 1). Como se explica más adelante (Sección 2.1.1), el CDP puede estimarse con mucha precisión mediante una plataforma dinamométrica a partir de la resultante de las fuerzas que actúan sobre ella, y que en realidad representa la suma de la actividad muscular de los flexores y extensores plantares [1].

La postura es la alineación biomecánica de las partes del cuerpo, la cual define la orientación del cuerpo en el espacio [2]. Una buena postura es necesaria para mantener el equilibrio.

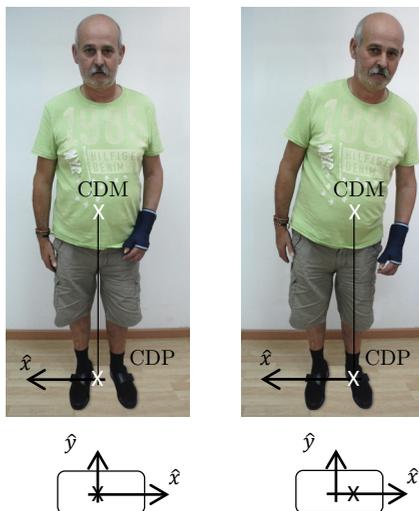


Figura 1. Relación entre el centro de masas y de presión.

El presente trabajo se centra en los procesos de control motor asociados al equilibrio en bipedestación. Dichos procesos se conocen como control ortostático. De pie y en ausencia de movimiento en el espacio, el objetivo del control ortostático consiste en alinear verticalmente las partes del cuerpo para, consumiendo la cantidad mínima de energía interna, mantener una posición estable y erguida frente a la fuerza de la gravedad. Para contrarrestar la fuerza de la gravedad, se mantienen activos varios músculos durante la bipedestación estática, como el sóleo y el gastrocnemio, el tibial anterior (cuando el cuerpo se inclina hacia atrás), el glúteo medio y el tensor de la fascia lata, el psoas ilíaco, el erector de la columna en la región dorsal del tronco y los músculos abdominales un poco más intermitentemente [3].

El punto máximo de inclinación en una dirección que puede lograrse sin cambiar la base de sustentación constituye el límite de estabilidad en dicha dirección. Se calcula que los valores normales de estabilidad responden a inclinaciones de hasta 12° en el eje anteroposterior (AP) y 16° en el eje mediolateral (ML) antes de tener que dar un paso por haber superado los límites [4]. Este margen de balanceo suele ser mucho menor en aquellos individuos que experimentan problemas de equilibrio. Los límites de estabilidad reducidos o asimétricos responden a factores tales como anomalías musculoesqueléticas causadas por debilidad de los músculos de la articulación del tobillo, reducción del grado de movilidad de los tobillos, patologías neurológicas (daño cerebral adquirido, enfermedad de Parkinson, esclerosis múltiple),

etc. Aunque varíen los límites de estabilidad según las limitaciones biomecánicas de cada individuo o por las tareas o impedimentos del entorno, la reducción significativa de esos límites, sobre todo en dirección lateral y posterior, aumenta el riesgo de caídas. Una alteración suficiente del equilibrio en bipedestación puede hacer que se superen los límites de estabilidad, obligando a los individuos a agarrarse a algo cercano o a dar uno o más pasos para no caer.

1.1.2. Estrategias de equilibrio

Diversos estudios preliminares en la década de los 80 demostraron que el cuerpo humano posee determinadas estrategias de equilibrio como soluciones sensomotoras generales que involucran los tobillos, las caderas y los mecanismos de paso [5, 6]. Estas estrategias evocan sinergias musculares, patrones de movimiento, torsiones articulares y fuerzas de contacto [7]. Así pues, existen tres grandes estrategias distintas de control ortostático: la estrategia de corrección con los tobillos o maleolar, la estrategia de corrección con las caderas o coxal y estrategia de corrección dando pasos o podal (Figura 2). Las estrategias maleolar y coxal mantienen el CDP dentro de la base de soporte. La estrategia de paso, en cambio, representa una estrategia completamente distinta [8], dado que adapta la base de soporte al movimiento del CDP.

El control del equilibrio puede ser reactivo (en respuesta a fuerzas externas que desplazan el CDM) o anticipatoria (fuerzas voluntarias durante la marcha o la ejecución de movimientos, como levantar el brazo) [8]. La predicción y detección de inestabilidades y la programación de patrones apropiados de activación muscular depende de la capacidad del SNC. Los retrasos en las respuestas posturales pueden estar causados por un crecimiento lento en la activación muscular o por cambios en la coordinación espaciotemporal de sinergias [8].

Aunque a continuación se presentan estas estrategias como patrones de movimiento independientes, en la práctica se combinan para controlar el equilibrio en bipedestación dinámicamente.

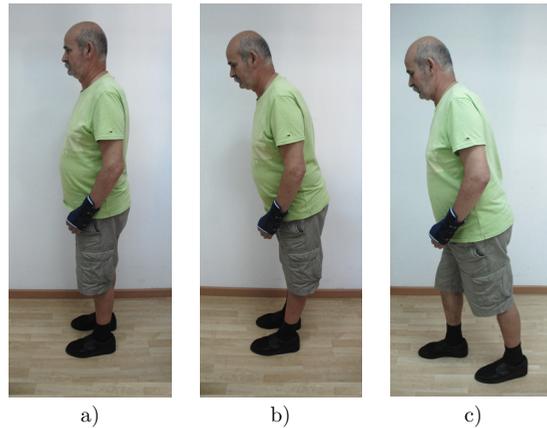


Figura 2. Estrategias de equilibrio: a) maleolar; b) coxal; y c) podal.

1.1.2.1. Estrategia maleolar

En la estrategia maleolar, el cuerpo se mueve como una sola entidad ejerciendo fuerza contra el suelo mediante las articulaciones del tobillo. La estrategia maleolar produce el movimiento de los hemicuerpos superior e inferior en una misma dirección o en sincronía. Este movimiento sitúa el eje de rotación a nivel de la articulación tibiotarsiana, haciendo que el cuerpo se comporte como un péndulo invertido [4]. Como la vertical de gravedad cae siempre por delante del eje de los tobillos, el peso del cuerpo crea un par mecánico alrededor de éste, que tiende siempre a hacer caer al individuo hacia delante. Los músculos posteriores de las piernas ejercen un par mecánico igual y de sentido contrario que impiden esta caída (sinergia muscular). Los estudios electromiográficos muestran que estos músculos son los primeros en responder a una perturbación del equilibrio; después, los músculos del muslo, seguidos por las reacciones de los músculos de la cadera. La fuerza que generan los músculos de la articulación del tobillo es relativamente escasa, por lo que esta estrategia suele emplearse en bipedestación para controlar el balanceo espacial en una amplitud de movimiento reducido. Por ejemplo, la estrategia maleolar se emplea para restablecer el equilibrio frente a pequeñas perturbaciones. Para poder utilizar esta estrategia se necesita que los músculos de la articulación del tobillo tengan un grado suficiente de movilidad y fuerza. La superficie sobre la que se apoyan los pies también debe ser firme y ancha, y los pies necesitan suficiente sensibilidad para percibir la superficie (Tabla 1).

1.1.2.2. Estrategia coxal

En contraste con la estrategia maleolar, la estrategia coxal comprende la activación de los grandes músculos de las caderas cuando el CDM debe desplazarse con rapidez

sobre la base de sustentación debido al aumento de la velocidad o la distancia del balanceo. La estrategia coxal actúa en todas las direcciones, usando la cadera y las fuerzas inerciales del tronco. Durante la estrategia coxal, el hemicuerpo superior se desplaza en dirección opuesta al hemicuerpo inferior. La estrategia coxal adquiere importancia cuando se incrementa la velocidad y distancia del balanceo, o en bipedestación sobre una superficie más estrecha que la longitud de nuestros pies. En estas condiciones, ya no es posible usar la estrategia maleolar para restablecer el equilibrio por la falta de superficie suficiente sobre la que generar la fuerza necesaria con los músculos más pequeños de los tobillos. Como se mostrará más adelante, los individuos que sufren una hemiparesia tras una lesión cerebral utilizan predominantemente esta estrategia, incluso cuando tienen los pies planos en el suelo. El uso de la estrategia coxal está determinado por la fuerza muscular y el grado de movilidad de la región coxal. Las caderas también controlan el balanceo lateral, sobre todo los músculos aductores y abductores. Cualquier debilidad en estos músculos afecta negativamente la estabilidad lateral, un requisito importante para caminar.

1.1.2.3. Estrategia podal

La estrategia podal es necesaria cuando el CDM se desplaza y supera los límites de estabilidad, o cuando es tanta la velocidad del balanceo que la estrategia coxal resulta insuficiente para mantener el CDM dentro de dichos límites. En tales casos, debe establecerse una nueva base de sustentación para evitar la caída. Cuando se aplica la estrategia podal, se dan al menos uno o más pasos en la dirección en que se pierde el equilibrio. La capacidad para recurrir a esta estrategia viene determinada por el grado de fuerza de las extremidades inferiores y por la velocidad con que se genera para dar los pasos con rapidez. La lentitud del procesamiento central también afecta negativamente la capacidad de usar eficazmente esta estrategia (Tabla 1). Además, el menor grado de movilidad de la articulación coxofemoral es un factor que determina la longitud del paso que damos al perder el equilibrio.

Estrategia maleolar	Estrategia coxal	Estrategia podal
Grado adecuado de movilidad y fuerza en las articulaciones del tobillo.	Grado de movilidad adecuado. Fuerza suficiente en la región de las caderas.	Fuerza, potencia y amplitud de movimiento suficientes en los músculos del hemicuerpo inferior.
Superficie firme y ancha bajo los pies.		Suficiente velocidad de procesamiento central.
Suficiente sensibilidad en pies y tobillos.		Rapidez para mover las extremidades al dar un paso.

Tabla 1. Requerimientos para usar las distintas estrategias de control ortostático.

1.1.3. Factores que intervienen en el equilibrio

El control motor en general, y el control postural y el equilibrio en particular dependen de diversos factores de distinta naturaleza que determinan en mayor o menor medida la capacidad del ser humano para gestionar el equilibrio. A continuación se describen brevemente dichos factores.

Funcionamiento e integración de los sistemas sensoriales

El control motor depende principalmente de tres sistemas distintos: las aferencias somatosensorial, visual y vestibular. La integración de la información proporcionada por estos sistemas es crucial para el adecuado control postural. La información sensorial es regulada dinámicamente y modificada por los cambios en las condiciones ambientales [9]. A pesar de la disponibilidad de múltiples fuentes de información sensorial, en cada situación el SNC da prioridad a un sistema sobre los demás para gestionar el control ortostático [10]. En un entorno controlado y con una base de apoyo firme, los individuos sanos tienden a usar información somatosensorial proveniente de los pies en contacto con el suelo [11]. En esta condición, se calcula que las aferencias somatosensoriales proporcionan el 70 % de la información requerida, mientras que las aferencias vestibular y visual proporcionan el 20 % y el 10 %, respectivamente [9]. Los canales visual y vestibular son fuentes de información más relevantes cuando la información somatosensorial es poco fiable, por ejemplo, durante el balanceo [2, 11]. La habilidad de elegir y confiar en el canal sensorial apropiado para cada situación se denomina reponderación sensorial [2]. Por ejemplo, cuando se permanece sobre una superficie inestable el SNC aumenta la preponderancia de los canales vestibular y visual. Al contrario, en la oscuridad, el control postural depende de los canales somatosensorial y vestibular. La reponderación sensorial es también importante en las situaciones de conflicto sensorial que ocurren frecuentemente en las actividades cotidianas. Por ejemplo, cuando se permanece cerca de un autobús en movimiento. En esta situación, el canal visual reporta un movimiento relativo propio en relación al objeto, lo cual entra en conflicto con la información somatosensorial y vestibular.

Limitaciones biomecánicas

Como se ha comentado anteriormente, la estabilidad postural puede entenderse como la habilidad de mantener el CDM dentro de los límites de estabilidad. Los límites no son fijos, sino que pueden modificarse según las tareas, los movimientos, las características biomecánicas del individuo y aspectos del entorno [2]. Así pues, las discapacidades en el rango de movimiento, tono, fuerza y control muscular pueden

influenciar el control postural. El SNC tiene una representación interna de los límites de estabilidad, la cual usa para determinar cómo moverse y mantener el equilibrio [12].

En el Anexo I (sección Anexo I) se proporciona información más detallada de las propiedades biomecánicas del equilibrio ortostático.

Percepción de verticalidad

La orientación adecuada en el espacio es vital para el control postural. Se estima que los individuos sanos son capaces de identificar la verticalidad con un margen de medio grado sin usar la información visual. La percepción de la verticalidad visual es independiente de la verticalidad postural. La percepción postural de verticalidad tiene múltiples representaciones neurales y puede ser anormal en individuos con ictus, especialmente en presencia de negligencia unilateral espacial.

Procesamiento cognitivo

Las respuestas motoras y la activación de sinergias musculares están influenciadas no sólo por los estímulos sensoriales sino también por las expectativas, atención, experiencia, el contexto y la intención [2].

Envejecimiento

Los cambios en los sistemas corporales que intervienen en el equilibrio y la movilidad son una consecuencia inevitable del envejecimiento. Los cambios estructurales y funcionales que se producen en el SNC a edades avanzadas parecen tener un efecto evidente y muy profundo en la función motora en general. A nivel del comportamiento, esta acumulación de cambios en el sistema nervioso envejecido parece manifestarse como una reducción en la capacidad para realizar movimientos complejos que requieran velocidad y precisión, equilibrio, fuerza o coordinación.

Cambios en el sistema visual

Los cambios habituales por envejecimiento en el componente periférico del sistema visual son pérdida de agudeza, de profundidad de percepción, de sensibilidad a los contrastes y reducción del campo visual, sobre todo en la región periférica. Estos cambios alteran la calidad de la información que recibe el componente del sistema central y causan un enlentecimiento del procesamiento de la retroalimentación sensitiva aferente, una mala integración del aferente sensorial y una percepción alterada de la posición del cuerpo en el espacio.

Cambios en el sistema somatosensorial

El aumento del umbral de vibración, que revela una reducción de la capacidad para percibir la calidad del contacto entre los pies y la superficie que los soporta, está bien documentado en mayores [13]. Se cree que los cambios por envejecimiento, sobre todo en la actividad de los husos musculares y en menor grado en la actividad de los receptores articulares, influyen también en el control ortostático.

Cambios en el sistema vestibular

Hacia los treinta años de edad se inicia una reducción gradual de la densidad de cilios sensoriales en el sistema vestibular, la cual progresa en la edad adulta, mermando la sensibilidad a los movimientos de la cabeza y provoca un aumento del balanceo del cuerpo. También se ha apreciado una reducción moderada del reflejo vestíbulo-ocular con el envejecimiento, afectando la capacidad para determinar con precisión si es el mundo o nosotros quien se mueve en ciertas situaciones.

Cambios en los componentes centrales y periféricos del sistema motor

Las mediciones cronométricas (es decir, tiempo de reacción, tiempo de movimiento y tiempo de respuesta) empleadas para cuantificar el tiempo requerido para planear y ejecutar acciones han demostrado que el declive más significativo por envejecimiento se produce durante la fase de planificación de las acciones (momento en que se procesa la información sensorial aferente y se formula una respuesta motora apropiada [14]).

Cambios en el sistema cognitivo

Se calcula que al menos el 10 % de todas las personas mayores de 65 años y el 50 % de las mayores de 80 años padecen algún tipo de alteración cognitiva, desde déficits leves hasta demencia [15]. Los cambios negativos que se producen en los procesos de atención, memoria y funciones superiores afectan la capacidad de los adultos mayores para anticipar y adaptarse a los cambios en su entorno.

1.2. Fisiología del control motor

El control motor nace como respuesta del SNC a los estímulos sensoriales detectados por los sistemas propioceptivo, vestibular y visual. Los receptores periféricos, sensibles a estímulos sensoriales de distinta naturaleza, generan impulsos nerviosos que codifican la actividad detectada y que ascienden por la médula espinal hasta el cerebro. En su ascenso, la información es procesada por distintos núcleos, los cuales generan impulsos que son enviados hacia los sistemas de acción. Se denominan aferentes a los impulsos nerviosos que se transmiten hacia los centros superiores. Se denominan eferentes a los impulsos nerviosos generados como respuesta a las señales aferentes por los centros de procesamiento, los cuales se transmiten a los sistemas de acción. Una descripción más detallada de la fisiología del control motor puede encontrarse en el Anexo II (sección Anexo II).

1.2.1. Aferencias

El sistema propioceptivo o somatosensorial detecta y transmite información sobre la postura y la orientación del cuerpo en el espacio. Para ello, los receptores periféricos detectan el estiramiento y la extensión muscular (husos musculares), los cambios de tensión (órganos tendinosos de Golgi) y los ángulos articulares (receptores articulares). Esta información es transmitida hacia la corteza cerebral por la vía lemniscal medial de la columna dorsal. Además, junto con la información propioceptiva, los receptores cutáneos detectan y transmiten la información mecánica, térmica y nociceptiva, por la vía anterolateral. Se produce una decusación de ambos tractos, que atraviesan el tálamo proyectándose hacia la corteza cerebral, donde forman la corteza somatosensorial, en la cual se representan las distintas regiones del cuerpo según la sensibilidad que requieren.

El sistema visual permite identificar objetos y determinar su movimiento, pero también contribuye a la propiocepción, aportando información de la posición corporal en el entorno. Para detectar esta información, los fotorreceptores de la retina realizan la sinapsis con células verticales y horizontales que permiten generar una combinación lineal de sus respuestas para detectar los bordes de los objetos. La información de ambos ojos se inerva en los nervios ópticos, los cuales se unen en el quiasma óptico formando la vía óptica, que viaja hasta el núcleo geniculado lateral y desde éste se proyecta hacia el colículo superior (movimientos sacádicos y los reflejos de cuello y cabeza), hacia la región pretectal (contracciones de la pupila) y hacia la corteza visual.

El sistema vestibular proporciona información de la posición y aceleración de la cabeza. Los receptores periféricos se encuentran en el laberinto membranoso. Los conductos semicirculares, el utrículo y el sáculo utilizan sus características inerciales para determinar la inclinación de la cabeza y la aceleración a la que se ve sometida. Estos receptores inervan sus axones al par craneal VIII, el cual se proyecta a los núcleos vestibulares, desde donde se envía información al complejo oculomotor para estabilizar la vista, o al sistema vestibuloespinal para gestionar la postura y equilibrio.

1.2.2. Eferencias

La información sensorial aferente de los distintos sistemas se integra y combina en las áreas de asociación de nivel superior para generar respuestas más complejas. La corteza motora, formada por la corteza motora primaria, la corteza premotora y el área motora suplementaria, se encarga fundamentalmente de la planificación y la ejecución del movimiento. Para ello recibe información de las áreas de asociación, y está conectada con el cerebelo y los ganglios basales. Se ha propuesto que el cerebelo se comporta como un comparador que detecta los errores cometidos en el desempeño de una acción a partir de la diferencia entre el movimiento y su planificación. Los ganglios basales, en cambio, parecen desencadenar una cascada de acciones que suprimen determinados movimientos para facilitar otros.

Los comandos motores se transmiten desde la corteza motora a los sistemas de acción mediante el tracto corticoespinal, el cual está formado por neuronas de la corteza motora y sensorial. Las fibras descienden de manera ipsilateral hasta el bulbo, donde la mayor parte se decusa para formar el tracto corticoespinal lateral. La mayor parte de las neuronas que forman el tracto realizan la sinapsis con interneuronas o neuronas motoras para controlar los efectores musculares mediante la estimulación de las fibras intrafusales, presentes en los husos musculares, y extrafusales, presentes a lo largo todo el músculo.

1.3. Daño cerebral adquirido

1.3.1. Definición

Se entiende como daño cerebral adquirido (DCA) aquellas lesiones de cualquier origen que se producen de forma aguda en las estructuras cerebrales de personas que han nacido sin ningún tipo de daño, y que causan en el individuo un deterioro neurológico permanente respecto a la situación previa, lo que condiciona un menoscabo de su capacidad funcional y de su calidad de vida. De esta definición se pueden extraer cuatro criterios que deberían cumplirse para que un caso sea catalogado como DCA: 1) la lesión afecta a parte o a la totalidad del encéfalo (cerebro, tronco cerebral y cerebelo); 2) el inicio clínico de la lesión es agudo; 3) existe una deficiencia como consecuencia de la lesión, que es objetivable a través de la exploración clínica o una prueba diagnóstica; y 4) esta deficiencia produce un deterioro del funcionamiento y de la calidad de vida de la persona respecto a la situación previa. En su esencia, el DCA es por tanto un concepto heterogéneo debido a que puede deberse a múltiples causas (no tiene una etiología única), a que no se trata de un síndrome clínico definido (la afectación de sistemas funcionales cerebrales puede ser única o múltiple, con grados de gravedad que pueden ser variables en cada uno de ellos) y a que su evolución es también variable.

Según dicha definición, cualquier lesión que pueda producir daño en el encéfalo de forma aguda puede ser causa de DCA. Desde el punto de vista de su frecuencia de aparición, las dos grandes causas de DCA son los traumatismos craneoencefálicos (TCE) y los ictus. La tercera causa en frecuencia es la encefalopatía anóxica. Otro grupo de enfermedades menos frecuentes causantes de DCA son las infecciones del SNC. El efecto de los tóxicos, agentes físicos y algunos tumores cerebrales también pueden ser contemplados como causa de DCA. Entre las causas más raras se encuentran las enfermedades inflamatorias autoinmunes del SNC, como las vasculitis, la encefalomiелitis aguda diseminada o incluso algunos casos de brotes graves de esclerosis múltiple (Tabla 2).

Causas endógenas	Causas exógenas
Ictus isquémico o hemorrágico	Traumatismo craneoencefálico
Encefalopatía anóxica (diversas causas: parada cardiorrespiratoria)	Encefalopatía por tóxicos (fármacos, drogas de abuso o sustancias químicas)
Neoplasias primarias y secundarias	Encefalopatía por agentes físicos (radiación ionizante, electrocución, hipertermia, hipotermia)
Enfermedades inflamatorias autoinmunes (enfermedades del tejido conectivo y enfermedades desmielinizantes)	Enfermedades infecciosas (meningoencefalitis)

Tabla 2. Etiología del daño cerebral adquirido.

1.3.2. Epidemiología

La definición de la dimensión epidemiológica del DCA es compleja dada la heterogeneidad de la patología. Los datos de la Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de Dependencia [16] ofrecen una idea aproximada del problema. De acuerdo a esta encuesta, en España residen 420.064 personas con daño cerebral adquirido, de los cuales el 78 % de estos casos se deben a enfermedad cardiovascular mientras que el 22 % restante corresponde al resto de las causas del DCA (TCE, anoxias, tumores e infecciones cerebrales). Los problemas más frecuentes de los individuos con DCA son las deficiencias de movilidad, autocuidado, actividades domésticas, aprendizaje, conocimiento y comunicación (Tabla 3).

Tipo de discapacidad	Ictus (%)	Otras causas (%)
Visión	31 %	19 %
Audición	26 %	15 %
Comunicación	39 %	62 %
Aprendizaje y aplicación del conocimiento	34 %	63 %
Movilidad	86 %	72 %
Autocuidado	74 %	73 %
Vida doméstica	75 %	73 %
Interacciones personales	30 %	55 %

Tabla 3. Distribución de personas con DCA según tipo de discapacidad y causa del daño.

Al considerar la distribución por edad y sexo, un 52,5 % de las personas con DCA son mujeres frente a un 47,5 % de varones. Sin embargo, al atender a la edad, la proporción entre hombres y mujeres cambia (Tabla 4).

Edad (años)	Hombres (n, %)	Mujeres (n, %)	Total (n, %)
6 – 64	85.091 (42,6 %)	61.819 (28,1 %)	146.910 (34,9 %)
≥ 65	114.643 (57,4 %)	158.511 (71,9 %)	273.154 (65,1 %)
Total	199.734 (100 %)	220.330 (100 %)	420.064 (100 %)

Tabla 4. Personas con DCA según sexo y tramos de edad.

En global, la tasa de prevalencia de personas con daño cerebral en nuestro país es de 9,3/1.000 habitantes (8,9 en varones y 9,7 en mujeres) con un máximo de 13,1 en Galicia y un mínimo de 5,8 en La Rioja.

1.3.3. Principales etiologías

La muestra de participantes en los estudios presentados en capítulos posteriores de este trabajo es un ejemplo de la muestra de pacientes de un servicio de neurorrehabilitación convencional. Concretamente, los estudios incluyen participantes con TCE, ictus, anoxia, encefalopatía y tumores. A continuación se describen las dos etiologías más comunes del DCA.

Enfermedad cerebrovascular

Se denomina ictus o enfermedad cerebrovascular al trastorno brusco de la circulación cerebral que altera de forma transitoria o permanente la función de una región determinada del encéfalo. Los ictus se clasifican en diversos subtipos siguiendo criterios clínicos, topográficos, patogénicos, diagnósticos y pronósticos. Según la naturaleza de la lesión, los ictus pueden dividirse en dos grandes grupos atendiendo a su mecanismo de producción: la isquemia cerebral (80-85 %) y la hemorragia cerebral (15-20 %).

La isquemia cerebral obedece a la oclusión de un vaso sanguíneo. Una vez ocurrida ésta, si el flujo sanguíneo cerebral es menor de 15 ml/100 g/minuto se produce la pérdida de integridad estructural del tejido y la muerte celular. Alrededor de este tejido infartado, se sitúa un volumen variable de tejido estructuralmente intacto aunque funcionalmente afectado, denominado penumbra isquémica. Dentro de esta zona se origina una cascada de eventos neuroquímicos que se inicia con una depleción energética a la que sigue la disrupción de la hemostasia iónica, liberación de neurotransmisores como el glutamato, disfunción de los canales de calcio, liberación de radicales libres, alteración de la membrana celular, cambios inflamatorios e inducción de mecanismos de apoptosis y necrosis celular.

La hemorragia cerebral supone una extravasación de sangre a la cavidad craneal por rotura de un vaso sanguíneo. Según su localización, podemos clasificar la hemorragia en parenquimatosa (lobar, profunda, troncoencefálica o cerebelosa), ventricular o subaracnoidea. En cuanto a su origen, la hipertensión arterial es la principal causa, especialmente en las hemorragias de localización profunda y en individuos mayores. Otras posibles causas son las malformaciones vasculares y la angiopatía amiloidea. En ocasiones, es necesario descartar la presencia de lesiones subyacentes, sobre todo tumores. En cuanto al daño tisular provocado por la

hemorragia cerebral, sus efectos deletéreos pueden dividirse en primarios y secundarios. Los primeros incluyen el crecimiento del hematoma y el aumento de la presión intracraneal (además del inicio de mecanismos de daño celular). Los efectos secundarios ocurren tras varios días e incluyen la presencia de isquemia o mejor supresión metabólica y edema alrededor del hematoma.

El ictus es responsable del 9 % de las muertes a nivel mundial y se considera la segunda causa de mortalidad tras la cardiopatía isquémica. En los países occidentales, el ictus supone entre el 10-12 % de las causas de muerte, ocurriendo el 12 % de las mismas en personas menores de 65 años. En el Plan Estratégico Nacional para el Tratamiento Integral de las Enfermedades Neurológicas, elaborado por la Sociedad Española de Neurología [17], se estimó una incidencia de 200 nuevos casos/año por 100.000 habitantes, lo que implica que en España se darían aproximadamente, cada año, unos 84.000 nuevos casos de ictus, de los que un 50 %, 42.000 personas, tendrían secuelas y necesitarían rehabilitación. Si la media de supervivencia se prolonga unos 10-15 años, se estima que existe una población de 400.000 a 600.000 personas que seguirá sufriendo algún tipo de secuela residual al ictus. En cuanto a la prevalencia, las tasas en población mayor de 70 años son del 6,4 % en total: 7,3 % para los varones y 5,6 % para las mujeres [18].

Traumatismo craneoencefálico

El TCE es la consecuencia de una fuerza externa ejercida sobre el cráneo, bien por contacto directo o por inercia. Las fuerzas por contacto suelen provocar una lesión focal (fractura, contusión y/o hemorragia subdural o epidural), mientras que las fuerzas inerciales causan lesiones por mecanismos de aceleración-desaceleración, que pueden dar lugar a lesiones focales (por contragolpe) o difusas (daño axonal difuso).

La incidencia estimada de TCE en España se sitúa en 200 casos nuevos por 100.000 habitantes y año. Los accidentes de tráfico representan la causa más importante, alrededor del 73 %, seguido por las caídas (20 %) y lesiones deportivas (5 %), existiendo diferencias según el grupo de edad y sexo. Así, los atropellos y las caídas son más frecuentes en niños y adultos mayores de 65 años, mientras que los accidentes de motocicleta son más frecuentes en jóvenes menores de 25 años y los de automóvil en el de adultos [19]. En cuanto a la evolución de los TCE, aproximadamente el 21 % de los supervivientes presentan discapacidad moderada o grave [20]. La mortalidad global del TCE es del 11 % de los casos, con una tasa de mortalidad de 15 muertes por 100.000 habitantes y año, si bien estas cifras varían según la edad, siendo la primera causa absoluta de muerte e incapacidad en los individuos con edad inferior a los 45 años [21].

1.3.4. Implicaciones en el equilibrio

El control motor en general, y el control postural y el equilibrio en particular, requieren de la interacción de diversos sistemas fisiológicos, los cuales pueden verse afectados de manera heterogénea tras un DCA. A continuación se describen algunos de los sistemas que comúnmente se ven afectados tras una lesión.

Funcionamiento e integración de los sistemas sensoriales

La habilidad de analizar, comparar y seleccionar la información sensorial adecuada para prevenir caídas puede verse afectada en individuos que han sufrido un DCA. Una de las consecuencias más comunes tras un DCA es la disminución de los mecanismos propioceptivos en los tobillos [22]. Además, son comunes interacciones anormales entre los tres sistemas sensoriales relacionados con el control motor, lo cual es fuente de reacciones posturales inadecuadas [23]. En situaciones de conflicto sensorial, los individuos pueden dar prevalencia de manera inapropiada a un sistema sobre los demás [24]. Las medidas experimentales de la organización sensorial demuestran que los individuos con DCA experimentan dificultades en condiciones de información somatosensorial alterada e información visual imprecisa o nula [23]. La excesiva confianza en el canal visual puede llevar a estrategias compensatorias erróneas. La descompensación de la dependencia de los sistemas puede llevar a adaptaciones inapropiadas y, por lo tanto, a alteraciones en el equilibrio. La integración sensorial y la readaptación pueden verse afectadas tras un DCA, predominando generalmente la información visual aun cuando ésta proporciona información incorrecta.

Limitaciones biomecánicas

Las limitaciones biomecánicas más importantes para el equilibrio son las referidas a la calidad y el tamaño de la base de soporte. En individuos hemiparéticos, la debilidad y discapacidad del control muscular del lado afectado, la disminución del rango de movimiento y el dolor pueden llevar a cambios en la base de soporte. Existe una gran evidencia de la relación entre la disminución de la fuerza en el tren inferior y los déficits en el equilibrio [22, 25]. Además, un mal control de tronco también afecta negativamente al equilibrio [26, 27].

Percepción de verticalidad

Algunos individuos con DCA que presentan problemas de equilibrio se distinguen por una resistencia a transferir el peso al lado sano, lo cual se conoce como el síndrome de *pusher* [28], el cual se caracteriza clínicamente como una tendencia a adoptar posturas alineadas hacia el lado afectado y un miedo a caer hacia el lado no

paralizado. Se ha reportado que los individuos con este síndrome poseen una percepción alterada de la postura corporal en relación a la gravedad. Los individuos experimentan que su cuerpo está correctamente erguido cuando el cuerpo está inclinado hacia el lado ipsilesional. Curiosamente, los sujetos con síndrome de *pusher* no muestran procesamiento anormal de los canales visual o vestibular [29].

Procesamiento cognitivo

Los sujetos con DCA pueden requerir mayores demandas atencionales en tareas estáticas de control postural, sobre todo cuando la dificultad de la tarea aumenta. Niveles atencionales inadecuados pueden aumentar el riesgo de inestabilidad y aumentar la probabilidad de caída [30].

Envejecimiento

Como se ha descrito previamente, la incidencia y prevalencia del DCA son más elevadas en mayores (Tabla 4). El envejecimiento está asociado a perturbaciones en el equilibrio como resultado de un declive funcional de las tres aferencias sensoriales [2], así como de la fuerza, rango de movimientos, y en el sistema neuromuscular, con una disrupción en la organización de las respuestas musculares caracterizadas por una activación proximal antes de los músculos distales. Los individuos ancianos en comparación con jóvenes usan las estrategias de cadera y paso más frecuentemente que las estrategias de tobillo [2]. La contribución visual al control del equilibrio aumenta con la edad, especialmente en situaciones desafiantes [31].

Influencia de la localización de la lesión

La influencia de la localización de la lesión en el equilibrio de sujetos con ictus es todavía un motivo de controversia. En la mayoría de los estudios las perturbaciones en el equilibrio predominan en lesiones del hemisferio derecho [32]. La integración de información espacial por la corteza parietal posterior derecha pueden explicar estos hallazgos [33]. Sin embargo, no se han reportado resultados distintos en individuos con lesiones en el lado izquierdo [34]. Por lo general, es posible encontrar patrones comunes cuando se lesionan determinadas áreas del cerebro por un DCA.

Áreas de asociación de nivel superior

Lesiones prefrontales producen problemas en la realización de aquellas actividades donde se deben inhibir ciertas respuestas motoras en momentos específicos o producen dificultades al cambiar estrategias cuando se les solicita.

Corteza motora

Dado que se produce la decusación de la mayor parte los axones corticoespinales, los cuales acaban controlando los movimientos contralaterales del cuerpo (sección II.2.5), las lesiones producidas en el giro precentral resultan en parálisis de estas partes, como

parálisis facial, o hemiparesia. En concreto, una lesión en este área puede provocar cambios en el comportamiento muscular de distinta variedad, incluyendo debilidad muscular (hemiparesia), reducción del control motor incluyendo la pérdida de la capacidad de realizar movimientos finos, aumento del vigor de los reflejos espinales (espasticidad), signo de Babinski, etc.

Cerebelo

Tras una disfunción en el lóbulo floculonodular, se suele observar una marcha atáxica, una base de sustentación ampliada y nistagmo. Cuando se producen lesiones en el vermis y los hemisferios intermedios, se produce una disminución significativa en el tono muscular (hipotonía). Daños en el hemisferio lateral suelen ocasionar problemas de sincronización relacionada con capacidades perceptivas. En cambio, individuos con lesiones en el lóbulo intermedio suelen cometer errores en la ejecución del movimiento.

Ganglios basales

Las lesiones de estas estructuras normalmente producen movimientos involuntarios (disquinesia), carencia y lentitud motora y trastornos en el tono muscular y en los reflejos posturales.

Estrategias de equilibrio

Los individuos con DCA suelen usar estrategias compensatorias, incluyendo objetos de apoyo o las paredes. Además, suelen usar la estrategia de paso de manera más frecuente que individuos sanos de la misma edad [35]. Para mantener la misma base de soporte, los individuos con DCA usan de manera predominante la estrategia de cadera, relegando el uso la estrategia de tobillo [36]. Sin embargo, estas estrategias son, a menudo, ineficientes para mantener el equilibrio, tal y como muestra el alto número de caídas que sufren los individuos con DCA [25, 37, 38]. Pese a que los sujetos hemiparéticos pueden mostrar un control ortostático anticipatorio, su ejecución es a menudo peor que en sujetos sanos. La generación de fuerza propulsora para iniciar desplazamientos del CDP o la interrupción de estas fuerzas de manera que el CDP no avance más allá de los límites de estabilidad puede ser inadecuada.

1.4. Recuperación neurológica

Anteriormente, se han descrito los sistemas que intervienen en el control motor (sección 1.2) así como los efectos que una lesión cerebral produce en el control motor en general, y en el control ortostático en particular (sección 1.3.4). A continuación se describen los mecanismos fisiológicos, desencadenados bien de manera endógena o exógena, que sustentan la recuperación tras una lesión cerebral.

1.4.1. Base fisiológica de la recuperación

La recuperación en ausencia de intervención se conoce como recuperación espontánea o endógena, la cual está propiciada por distintos mecanismos. En primer lugar, las estructuras conectadas al área lesionada a menudo sufren un periodo de disminución del metabolismo y del corriente sanguíneo, mecanismo conocido como diasquisis. La diasquisis es un efecto disruptivo que se desencadena tras una lesión focal en la actividad de otras áreas del cerebro con las que la zona lesionada estaba estructural y funcionalmente conectada. Generalmente, estas conexiones están establecidas con la región homóloga del hemisferio contralesional, o bien con cualquier estructura recíproca localizada en otra parte. La diasquisis es un proceso relativamente duradero, que se extiende durante meses o incluso años. Al menos parte de la recuperación se atribuye a la resolución de este proceso. En segundo lugar, tras una lesión cortical son comunes los cambios en los patrones cinemáticos de articulaciones y músculos, por lo que se usan patrones compensatorios para llevar a cabo tareas cotidianas, cuya ejecución involucraba áreas afectadas por la lesión. La compensación es un proceso reactivo que se activa tras la pérdida de la capacidad para llevar a cabo el proceso normal mediante el cual se lograba la tarea anteriormente. La compensación implica el aprendizaje de nuevas habilidades para hacer frente a dichas tareas, repercutiendo en la recuperación. Finalmente, aunque estos dos procesos son importantes, la plasticidad cerebral o neuroplasticidad supone el mecanismo de recuperación más importante. La plasticidad cerebral es una propiedad inherente del cerebro que bajo determinadas circunstancias propicia su reconfiguración fisiológica y funcional. La plasticidad es la reprogramación de circuitos neuronales a través de la modificación de sus patrones de disparo y/o su arquitectura. La fenomenología plástica se ha observado en múltiples regiones del cerebro, incluyendo zonas tanto corticales como subcorticales.

El fenómeno de la neuroplasticidad después de una lesión promueve la formación de nuevas conexiones en la corteza perilesional (ramificación axonal), la formación de nuevas neuronas y su migración a las zonas de lesión (neurogénesis postlesional),

el reclutamiento de formas inmaduras de células gliales (reguladoras del crecimiento neuronal) y los cambios fisiológicos en las respuestas de los circuitos corticales (hipoexcitabilidad). Es importante destacar que, por una parte, todos estos fenómenos ocurren de manera simultánea y con mayor intensidad tras la lesión cerebral (disminuyendo a lo largo del tiempo) y, por otra parte, que estos fenómenos adaptativos del cerebro no son inherentemente positivos, sino simplemente una característica del cerebro que puede llevar a una recuperación favorable o bien exacerbar el daño neuronal inicial.

Varios mecanismos plásticos subyacentes a la recuperación funcional están embebidos en la teoría vicariante, que describe la habilidad de un área del cerebro de sustituir la función de otra [39]. El conocimiento actual de la organización del cerebro defiende que la corteza cerebral se estructura de una manera jerárquica y distribuida. Los mecanismos vicariantes no implican necesariamente que una función perdida tras una lesión sea totalmente aprehendida por otra estructura aislada, sino que otros componentes de la red distribuida se reorganizan para sustentar la función recuperada. Diversos estudios en animales que detallan mapas de las representaciones funcionales en la corteza motora han sugerido que los sustratos neuronales que interceden en la recuperación residen en la corteza adyacente al área lesionada [40] y en áreas motoras restantes del hemisferio ipsilesional, como la corteza premotora [41] y el área suplementaria [42]. Asimismo, se ha detectado una reorganización fisiológica de la actividad neuronal en la corteza somatosensorial del hemisferio contralesional. La reorganización neuronal en estas regiones motoras tanto del hemisferio ipsilesional como del contralesional se cree necesaria para la recuperación de la función motora [43], y por tanto del equilibrio.

En resumen, cualquier lesión cerebral provoca cambios fisiológicos y estructurales en los circuitos neuronales adyacentes a la zona lesionada. Tras una lesión en las áreas motoras del SNC o en sus tractos descendentes, la recuperación motora se asocia con adaptaciones plásticas en la corteza motora. Estas adaptaciones afectan a la recuperación y pueden ser manipuladas para dar lugar a la recuperación neuronal.

1.4.2. Aprendizaje motor

El aprendizaje es el proceso mediante el cual se adquieren conocimientos sobre el mundo. El aprendizaje motor se describe como el conjunto de procesos asociados con la práctica o la experiencia que conllevan a cambios relativamente permanentes en la capacidad de realizar acciones [2]. Esta definición implica que el aprendizaje es el

proceso de adquirir la capacidad de realizar actividades finas, que es un resultado de la experiencia o de la práctica, el cual no puede calcularse directamente y que produce cambios relativamente permanentes en el comportamiento, por lo que los cambios a corto plazo no son considerados aprendizaje.

El aprendizaje motor, por tanto, involucra procesos más allá de los meramente motores. Más bien, implica el aprendizaje de nuevas estrategias tanto para sentir como para moverse. Así, el aprendizaje motor, al igual que el control motor, surge de una compleja combinación de procesos perceptivos, cognitivos y de acción. El proceso del aprendizaje motor puede definirse como la búsqueda de una forma de realizar una actividad, la cual surge de la interacción del individuo con dicha actividad y el entorno. En definitiva, puede definirse como la búsqueda de nuevas estrategias para percibir y actuar. La recuperación de las funciones involucra la reorganización de sistemas de percepción y de acción relacionados con actividades y ambientes específicos. Por lo tanto, no es posible estudiar el aprendizaje motor o la recuperación de las funciones sin considerar el modo en que los individuos efectúan las actividades funcionales en ambientes específicos.

En términos generales, el aprendizaje motor es el estudio de la adquisición y/o modificación del movimiento. Mientras que el control motor se enfoca en el dominio del movimiento ya adquirido, el aprendizaje motor se centra en su adquisición y/o modificación. Aunque no existe nada inherente al término aprendizaje motor que lo distinga de los procesos relacionados con la recuperación de una función motora, con frecuencia se considera ambos conceptos de forma separada. En el presente trabajo se utilizará el término aprendizaje motor tanto para la adquisición como para la readquisición de movimientos. Distintos mecanismos de recuperación neurológica y de aprendizaje motor ocurren tras un DCA. Multitud de estudios han demostrado cambios en la organización de la corteza cerebral asociados con el aprendizaje de tareas motoras tanto en individuos sanos, como en individuos que han sufrido una lesión. Existe una gran evidencia científica de la capacidad de mejora de las habilidades motoras tras un DCA mediante un entrenamiento intensivo. Los mecanismos neurofisiológicos descritos en la sección anterior sustentan el aprendizaje motor. La investigación clínica ha demostrado que el aprendizaje y la experiencia produce una expansión de las representaciones corticales involucradas en dicho aprendizaje [44]. Gran parte de esta investigación se ha centrado en estudiar qué principios rigen este aprendizaje para poder moldear los mecanismos cerebrales que maximicen la recuperación funcional tras una lesión. A continuación se describen los principios de aprendizaje motor más relevantes.

Estimulación ambiental

La estimulación ambiental hace referencia a la estimulación del cerebro mediante los factores físicos y sociales del entorno. Se ha demostrado que entornos ricos producen mayores tasas de sinaptogénesis y mayor arborización dendrítica, lo que lleva a una mayor actividad cerebral. La investigación llevada a cabo en animales ha mostrado que los casos que se recuperan en un entorno estimulante tras un ictus muestran una función cerebral mejorada y tienen mayor capacidad de aprendizaje. Un entorno estimulante tiene un beneficio considerable en el aprendizaje y las funciones sensomotoras [45]. Estos beneficios también pueden generalizarse a individuos que han sufrido un ictus [46].

Intensidad

La intensidad del entrenamiento se ha reportado como un factor clave en el aprendizaje motor [47, 48]. La intensidad depende de dos parámetros fundamentales: la duración del entrenamiento y la frecuencia con la cual el individuo realiza el entrenamiento. Si bien es cierto que existe una relación directamente proporcional entre la intensidad del entrenamiento y la mejoría clínica obtenida por los individuos, el sobreentrenamiento debe evitarse, sobre todo en la fase aguda de la patología.

Repetición

La repetición de una tarea es fundamental para el aprendizaje y el refinamiento de la misma [49]. Sin embargo la mera repetición de una tarea no produce cambios plásticos en el cerebro. Estudios en animales han demostrado que la exposición a una tarea que requiere poco o ningún aprendizaje, no produce cambios en los mapas motores o en la morfología neuronal [50, 51]. La plasticidad cortical motora es, por tanto, dependiente del aprendizaje, y no del uso. Basándonos en este efecto, las técnicas de rehabilitación deberían involucrar habilidades motoras de dificultad creciente [52].

Dificultad

Como se ha comentado, sólo aquellas tareas que suponen un reto motor promueven los mecanismos plásticos del cerebro, y requieren de la capacidad de aprendizaje. Por ello, la dificultad de la tarea debería ser tal que supusiera un reto a nivel motor para maximizar el aprendizaje [53].

Feedback

El *feedback* intrínseco hace referencia a la información sensorial o perceptual que obtiene una persona en la ejecución del movimiento. El *feedback* extrínseco hace referencia a la información relacionada con el movimiento que proporciona el entorno [54, 55]. El *feedback* extrínseco está producido por una fuente externa y a menudo se

combina con las fuentes de *feedback* intrínseco, pudiendo incluso aumentarlo o sustituirlo cuando dicha información no puede ser detectada por los sistemas sensoriales. El *feedback* extrínseco modula la integración sensorial con la ejecución del movimiento, lo cual fundamenta el aprendizaje motor. Para ello el *feedback* debe ser unívoco e inmediato, hecho que es especialmente relevante en individuos con lesiones cerebrales.

Motivación

La motivación puede definirse como el conjunto de las fuerzas que mueven a un individuo a actuar, las cuales pueden ser extrínsecas (propiciadas por una recompensa externa) o intrínsecas (propiciadas porque la tarea es inherentemente placentera: curiosidad, juego, etc.). Niveles altos de motivación propician el aprendizaje [56].

Especificidad

El principio de especificidad sugiere que el aprendizaje de una tarea es más efectivo cuando la práctica incluye condiciones de entorno y movimiento que se parecen estrechamente a aquéllos requeridos durante la ejecución de la tarea. Esto sugiere que el beneficio de la especificidad de la práctica ocurre porque el aprendizaje motor es específico de las fuentes de *feedback* disponibles durante el proceso de aprendizaje [57]. El proceso de aprendizaje, especialmente de una tarea difícil, resulta en la creación de una representación de la tarea que integra toda la información relevante sobre su ejecución. A medida que se ejecuta una tarea, su representación se va asociando más a ella. Por ello, quitar una fuente de información que estaba presente durante la práctica (o bien sumar otra que no estaba presente), deteriora la ejecución de la tarea [57]. Sin embargo, cabe destacar que numerosos estudios, como algunos de los presentados en este trabajo, han reportado beneficios en determinadas habilidades tras intervenciones no centradas en ellas, lo cual ilustra la complejidad del aprendizaje motor en lo referente a este principio.

Orientación a tarea

El entrenamiento orientado a tarea es una forma de aprendizaje motor que se centra en la adquisición de nuevas habilidades en el contexto de actividad funcional. Según este principio, la práctica debe centrarse en la tarea que pretende ser aprendida, pues no en vano, como se ha comentado previamente, existe especificidad en el aprendizaje motor. Por ello, la realización de una tarea es más fácilmente aprendida mediante el entrenamiento de dicha tarea, y el aprendizaje es directamente proporcional a la similitud entre ambas tareas.

1.5. Rehabilitación del equilibrio

Numerosos trabajos han publicado en estos últimos años los beneficios derivados del ingreso de sujetos que han sufrido un DCA en programas de rehabilitación multidisciplinar especializados en el tratamiento de este tipo de patologías abarcando desde la fase aguda hasta la fase de convalecencia [58]. El objetivo del programa de trabajo de estas unidades es la consecución de un nivel óptimo de independencia personal, restableciendo de manera progresiva y jerarquizada las capacidades físicas y sensoriales (control postural, equilibrio, marcha, etc.), las habilidades de cuidado personal (vestido, higiene, alimentación, etc.) y las funciones cognitivas (orientación, atención, memoria, lenguaje, percepción y funciones ejecutivas, entre otras) del individuo. En términos de rehabilitación, a este abordaje terapéutico se le conoce como rehabilitación holística [59]. Recientemente, en España se han ido creando servicios de rehabilitación dirigidos específicamente a atender al individuo que ha sufrido un DCA de acuerdo con este modelo holístico e integrador. Aun así, sigue existiendo una demanda abrumadora de recursos, sobre todo para aquéllos que han superado con éxito relativo la fase de convalecencia aguda y para los que los procesos de recuperación se demoran en el tiempo [60]. Para estos dos grandes grupos de individuos, en estos últimos años se está optando por modelos flexibles de intervención preferente sobre la discapacidad (repercusión o perturbación en las actividades diarias generadas por las deficiencias) o sobre las minusvalías (desventaja debido a la deficiencia o discapacidad, que limita o impide el desempeño de un papel que es normal, en función de la edad, sexo y otros factores sociales y culturales) generadas por estas enfermedades. Este modelo asistencial busca, como objetivo principal, conseguir alcanzar el máximo grado de autonomía e independencia del individuo, con el fin de facilitar su adaptación e integración social, académica y laboral.

La rehabilitación tras un DCA implica típicamente un proceso cíclico que involucra una valoración de los individuos, lo cual permite identificar y cuantificar sus necesidades, un establecimiento de objetivos para definir metas realistas y alcanzables, una intervención, que persigue el logro de esas metas, y una nueva valoración, que permite evaluar la evolución del sujeto y, con ello, la eficacia del tratamiento [61]. Este proceso se desarrolla, por tanto, de manera cíclica (Figura 3).



Figura 3. Ciclo del proceso rehabilitador.

La rehabilitación motora en general, y la rehabilitación del equilibrio en particular, deberían responder a este proceso y además, basarse en el creciente conocimiento adquirido en las ciencias de la conducta y las neurociencias, especialmente en el campo de la neuroplasticidad y el aprendizaje motor.

A continuación se describen algunos de los procesos de valoración e intervención del equilibrio más ampliamente extendidos, haciendo especial hincapié en aquéllos íntimamente relacionados con el presente trabajo. A lo largo de este trabajo, se utilizará el término rehabilitación para hacer referencia al proceso global antes descrito, y el término intervención para hacer referencia a la actuación sobre el estado de los individuos para mejorarlo.

1.5.1. Valoración del equilibrio

La valoración del equilibrio orientada a la actividad evalúa el equilibrio en tres niveles: 1) las habilidades funcionales que requieren un control del equilibrio; 2) las estrategias sensoriales y motoras empleadas para mantener el equilibrio en distintos contextos y actividades; y 3) las deficiencias sensoriales, motoras y cognitivas subyacentes que limitan el equilibrio. La información obtenida mediante la evaluación es utilizada para desarrollar una lista integral de los problemas, establecer objetivos a corto y largo plazo y para formular un plan de cuidados a fin de recuperar el equilibrio. Una evaluación completa debe incluir un resumen del historial médico y social del individuo, así como una síntesis de los síntomas y preocupaciones actuales.

Las escalas y test clínicos, así como las pruebas posturográficas utilizadas en este trabajo se describen detalladamente en el Anexo III (sección III.1).

1.5.1.1. Escalas y test clínicos

Existen un número considerable de herramientas fiables y repetibles para evaluar las habilidades funcionales. La valoración de estas habilidades es sólo una parte de la valoración del equilibrio, si bien estas medidas se suelen confundir con el equilibrio en sí. La mayor parte de estas herramientas corresponden a escalas y test clínicos, que valoran el rendimiento del individuo al realizar determinadas actividades. Según los resultados o puntuación obtenidos en las pruebas es posible evaluar su estado. Estas escalas o test proporcionan una línea base para documentar una mejoría. Por simplicidad, pueden dividirse en dos categorías: pruebas de movilidad funcional o de marcha funcional.

Movilidad funcional

La valoración de la movilidad funcional intenta cuantificar las capacidades de movilidad evaluando la habilidad del sujeto al realizar tareas como caminar, levantarse, girarse, alcanzar, recoger un elemento del suelo, hacer transferencias de peso y subir escaleras. Las escalas y test de movilidad funcional están diseñados para proporcionar un marco para la valoración de la movilidad. No predicen el riesgo de caídas y no identifican totalmente las causas subyacentes de los conflictos en el equilibrio. Algunos ejemplos de test de movilidad funcional utilizados en este trabajo son la *Berg Balance Scale* (BBS) [62], la subescala de equilibrio de la *Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment* (POMAb) [63], la *Brunel Balance Assessment* (BBA) [64], el *Functional Reaches Test* (FRT) [65], el *Stepping Test* (ST) [66], el *Timed Up and Down Stairs Test* (TUDST) [67], el *30-Second Sit-to-Stand Test* (30CST) [68] o el *Timed Up and Go Test* (TUG) [69].

Marcha funcional

Las escalas y test de valoración de la marcha funcional intentan evaluar si los sujetos son capaces de desplazarse del sofá a la cama, si pueden caminar dentro y fuera de casa, etc. Tienen en cuenta diferentes variables incluyendo distancia, velocidad y posibles perturbaciones en el equilibrio. Algunos ejemplos utilizados en este trabajo son la subescala de marcha de la *Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment* (POMAg) [63], el *10-Meter Walking Test* (10MWT) [70] y el *1-Minute Walking Test* (1MWT) [71].

1.5.1.2. Sistemas de posturografía

El estudio instrumentado del control postural como un medio para cuantificar y objetivar la inestabilidad ha conducido al desarrollo de las técnicas de posturografía, las cuales analizan el equilibrio en bipedestación en situaciones de complejidad creciente e informan del estado funcional del sujeto explorado. En definitiva, evalúan las estrategias sensoriales y motoras empleadas para mantener el equilibrio en distintos contextos y actividades. Los sistemas de posturografía más conocidos utilizan una plataforma que se coloca sobre el suelo, la cual detecta las respuestas posturales de los sujetos que se sitúan encima de la misma a partir de los movimientos de su CDP (posturografía estática y dinámica) y/o inclinan la base de soporte para someter a los sujetos a condiciones particulares (posturografía dinámica). Estos sistemas se conocen como sistemas de posturografía dinámica computarizada (PDC). Las plataformas contienen sensores que detectan las fuerzas que actúan sobre ella y transmiten esta información a un ordenador que procesa y registra estas señales. Concretamente, como se ha comentado anteriormente, la plataforma registra la suma

de la actividad muscular de los flexores y extensores plantares [1]. La posturografía es, por tanto, una técnica no invasiva de exploración clínica que evalúa los mecanismos adaptativos del SNC involucrados en el control postural bajo distintas condiciones sensoriales y posturales.

1.5.2. Intervención en el equilibrio

1.5.2.1. Fisioterapia convencional

Pese a la alta incidencia de problemas relacionados con el equilibrio en población con DCA, los estudios acerca de intervenciones en el equilibrio son más bien escasos [72]. La mayoría de las intervenciones se basan en programas de ejercicios que trabajan distintas habilidades. Los programas de ejercicios pueden ser muy variados incluyendo terapias individuales o grupales, entrenamientos funcionales o enfoques basados en la discapacidad. Comúnmente, estos programas incorporan actividades de fortalecimiento (como pasos o incorporaciones), tareas que requieren realizar alcances y ejercicios sobre superficies inestables (Tabla 5). Los programas son supervisados por fisioterapeutas que ajustan la dificultad de la tarea de manera individual y progresiva para que cada ejercicio suponga un reto para las capacidades de cada individuo. Para ello se utilizan distintos desafíos sensomotrices que modifican el nivel de dificultad, la complejidad y la dosis. Estos retos permiten que los sujetos desarrollen estrategias efectivas para enfrentarse a los cambios del entorno que pueden producirse durante las AVD.

Como muestra, las intervenciones mediante ejercicios de fisioterapia convencional presentadas en este trabajo consistieron en ejercicios individuales que incluyeron: 1) ejercicios estáticos en diferentes posturas (Romberg [73], tándem, apoyo monopodal, etc.) usando pistas verbales, visuales y sensoriales para aumentar la transferencia de peso hacia la extremidad afectada; 2) ejercicios específicos de alcances que involucraron a distintas articulaciones, principalmente la cadera y los tobillos para aumentar los límites de estabilidad y la confianza; 3) ejercicios de paso para aumentar la transferencia y mejorar las estrategias de paso, esenciales para evitar caídas; 4) ejercicios estáticos y dinámicos incluyendo actividades con los brazos durante tareas funcionales para mejorar la confianza en las actividades de la vida diaria; y 5) ejercicios de marcha bajo distintas condiciones (carrera de obstáculos, marcha en interior y exterior, subida y bajada de escaleras, etc.).

Autores	Año	Muestra	Intervención	Administración
Weiss et al. [74]	2000	7 sujetos crónicos	Entrenamiento con peso mediante máquinas (flexiones, abducciones y extensiones de cadera) con una o ambas piernas	Duración de sesión: - Frecuencia: 2 veces/semana Duración: 12 semanas
Eng et al. [75]	2003	25 sujetos crónicos	Calentamiento aeróbico, estiramientos con y sin peso, redistribución del peso, pasos y marcha	Duración de sesión: 1h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 8 semanas
Duncan et al. [76]	2003	92 sujetos crónicos	Estiramientos, fortalecimiento, uso funcional de los miembros superiores y resistencia	Duración de sesión: 1,5h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 12 semanas
Mount et al. [77]	2005	4 sujetos crónicos	Movilidad de tronco en sedestación, movimiento de extremidades superiores con peso en bipedestación, levantamiento de peso y movimientos sobre balón terapéutico	Duración de sesión: 1h Frecuencia: 2 veces/semana Duración: 8 semanas
Marigold et al. [78]	2005	62 sujetos crónicos	Ejercicios de agilidad y de estiramiento y levantamiento de peso	Duración de sesión: 1h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 10 semanas
Yang et al. [79]	2006	48 sujetos crónicos	Alcances en bipedestación, incorporaciones, pasos hacia delante, atrás y hacia los lados y elevaciones de pies y talones	Duración de sesión: 0,5h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 8 semanas
English et al. [80]	2007	68 sujetos agudos	Incorporaciones, carga de peso, carreras de obstáculos por rampas, plataformas, escaleras y superficies exteriores y alcances, manipulación de instrumentos de la vida diaria	Duración de sesión: 2x1,5h Frecuencia: 5 veces/semana Duración: 4 semanas
Fritz et al. [81]	2007	8 sujetos crónicos	Incorporaciones, escaleras, equilibrio en distintas posturas, estiramiento, ejercicios propioceptivos y de coordinación, pasos y carrera de obstáculos	Duración de sesión: 3h Frecuencia: 5 veces/semana Duración: 2 semanas
Macko et al. [82]	2008	20 sujetos crónicos	Carrera de obstáculos, ejercicios en bipedestación en barras paralelas, estiramiento de las extremidades superiores e inferiores en sedestación, marcha y subida de escaleras	Duración de sesión: 1h Frecuencia: 2 veces/semana Duración: 8 semanas

Tabla 5. Ejemplos de intervenciones que han reportado mejoras en el equilibrio de sujetos con ictus.

Una de las prácticas más comúnmente repetidas en la intervención en el equilibrio tras un DCA es proporcionar a los sujetos *feedback* visual de su postura para aumentar así su consciencia sobre ella, pues cabe recordar que ésta puede verse afectada por déficits sensoriales o de percepción de la verticalidad, tal y como se describió en la sección 1.3.4. Algunos estudios han analizado el efecto de proporcionar

información visual general mientras se mantiene una postura erguida o se realiza una incorporación [83]. Sin embargo, la mayoría de los estudios han utilizado una plataforma dinamométrica (las utilizadas en un sistema posturográfico descrito anteriormente) para proporcionar información del CDP durante desplazamientos de éste hacia determinados objetivos [84-86]. El uso de información extrínseca sobre el éxito de los sujetos al realizar una determinada tarea se ha propuesto con el fin de facilitar el aprendizaje motor. Diversos estudios han probado aumentar la simetría en bipedestación, aunque los efectos sobre escalas clínicas o de independencia han sido reservados [87].

1.5.2.2. Realidad virtual

Si bien las intervenciones basadas en el uso de información extrínseca proporcionan información de la ejecución a los sujetos, esta información por sí sola está exenta de sentido práctico. Es decir, no motiva a realizar la tarea (más allá de las órdenes de los propios terapeutas) ni proporciona un objetivo específico a conseguir con la misma, hecho que podría haber limitado la efectividad de las intervenciones antes comentadas. En la última década han aparecido un creciente número de estudios que reportan el potencial de la realidad virtual (RV) para salir al paso de ésta y otras limitaciones de las intervenciones motoras clásicas. El uso de la RV en rehabilitación, lo cual se conoce como rehabilitación virtual, viene motivado por las características intrínsecas de esta tecnología. En resumen, la RV permite generar entornos virtuales (EV) diseñados artificialmente que responden a las acciones de los usuarios de manera inmediata, proporcionando un *feedback* de dichas acciones en distintos canales sensoriales de manera similar a como lo haría el mundo real. Si bien la definición clásica de RV implica la sustitución de los estímulos reales en todos los canales sensoriales por estímulos generados sintéticamente, en la práctica, los canales visual y auditivo han demostrado ser los más relevantes en pos de conseguir la inmersión de los usuarios en el mundo virtual. No en vano, se estima que cerca del 80 % de la información que obtenemos del entorno es visual, por lo que la mayoría de las habilidades que poseemos, de los conocimientos que hemos adquirido y de las actividades que desarrollamos, las hemos aprendido o las ejecutamos basándonos en información visual. Los seres humanos, por tanto, somos visualmente dependientes, lo cual justifica que el 10 % de la corteza cerebral se dedique a procesar información de esta naturaleza.

La aplicación de la RV en distintos campos en general, y en la neurorrehabilitación en particular, ha ido ligada al desarrollo tecnológico que ha ido facilitando su inclusión en la clínica con un menor coste y de manera menos intrusiva. Este hecho ha ido ampliando el campo de aplicación en distintas patologías de origen

neurológico como lesiones medulares, parálisis cerebral, esclerosis múltiple, ictus o traumatismos craneoencefálicos. Aunque la rehabilitación de los miembros superiores ha centrado mayores esfuerzos [88, 89], hecho quizás motivado por la dificultad de recuperar la gran destreza alcanzada evolutivamente por estas extremidades, la aplicación de la RV a la rehabilitación del equilibrio tras un DCA también ha dado lugar a estudios interesantes [90] (Tabla 6).

Los primeros estudios reportando el uso de la RV en la rehabilitación del equilibrio utilizaron la tecnología conocida como *Interactive Rehabilitation and Exercise System* o IREX® (GestureTek Health™, Toronto). El sistema IREX® se basa en un sistema de *chroma key* que permite sustituir un fondo previamente definido con un color homogéneo por un EV con el cual los usuarios deben interactuar mediante movimientos corporales para alcanzar distintos objetivos. El sistema final surgió a partir de la modificación de la tecnología existente llevada a cabo por el departamento de terapia ocupacional de la Universidad de Haifa. Las modificaciones hicieron posible, entre otras características, la graduación de la dificultad y el registro de resultados [91]. El sistema fue inicialmente utilizado en diversos estudios que involucraban a individuos que habían sufrido un TCE, en los cuales se reportaron ligeras mejorías en el equilibrio [92, 93], en la confianza [94] y en el tiempo de reacción [93], en comparación con protocolos de entrenamiento convencionales. El sistema IREX® también ha sido utilizado en sujetos con ictus, reportando beneficios en la organización sensorial, en la función motora y el equilibrio [95]. El entrenamiento de la movilidad general mediante este sistema puede justificar los beneficios en estas áreas y la ausencia de los mismos en escalas de marcha.

Un sistema de captura de vídeo con un funcionamiento muy similar fue utilizado por el sistema EyeToy® para la consola PlayStation®2 [96]. El sistema consta de una cámara de bajo coste que calcula los movimientos de los usuarios mediante flujo óptico [97]. Esta técnica, si bien puede ser menos precisa que la técnica de *chroma-key*, consigue simplificar el montaje necesario para el funcionamiento del sistema. Homólogamente, el usuario, representado dentro de la escena, interactúa con el EV mediante sus propios movimientos. El sistema fue utilizado en un estudio de caso único con un sujeto con ictus, que mejoró su equilibrio durante la marcha ante demandas externas [98].

En 2006, Nintendo® lanzó al mercado la consola Wii™ (Nintendo® Co., Ltd., Kyoto), la cual supuso un cambio radical en la manera de concebir estos dispositivos. Distintos periféricos permitían la interacción con el sistema mediante movimientos del cuerpo, eliminando las barreras tecnológicas que suponían los dispositivos de interacción (*gamepads* y *joysticks*), y abriendo el sistema a un sector demográfico

más amplio. El sistema comercial ha sido repetidamente usado en población con DCA [99]. Sin embargo, el lanzamiento en 2008 del sistema Wii Fit™, orientado a la práctica de ejercicio, junto al periférico Wii Balance Board™ (WBB), supuso un hito tecnológico especialmente relevante para las intervenciones sobre el equilibrio. La WBB es una plataforma dinamométrica equipada con cuatro sensores de presión en sus esquinas que permite detectar las variaciones del CDP de los usuarios con una alta fiabilidad [100], habilidad hasta la fecha exclusiva de plataformas posturográficas de coste varios órdenes superior [87]. Una descripción en profundidad puede encontrarse en la sección 2.1.1.1. El sistema Wii Fit™ fue utilizado inicialmente en dos sujetos con ictus, los cuales mostraron mejorías en la movilidad, la marcha y la confianza en su equilibrio [101]. Estudios controlados posteriores confirmaron mejorías en la marcha y reportaron mejorías en el equilibrio, si bien no existen resultados concluyentes acerca de los beneficios sobre protocolos convencionales [102-104].

El dispositivo Balance Trainer® (Thera-trainer®, Hochdorf) [105] consiste en un bipedestador que permite el balanceo de los individuos de manera segura. El dispositivo detecta la inclinación conseguida mediante giróscopos y esta información es utilizada para interactuar con el EV, de manera similar a la interacción con la WBB, es decir, mediante desplazamientos del peso corporal (cambios de postura). El sistema ha sido utilizado en intervenciones sobre individuos con ictus donde parte de la terapia se realizó en el propio hogar de los participantes, reportando mejorías en el equilibrio y la marcha [106, 107]. Sin embargo el uso de RV no aportó beneficios significativos al entrenamiento con el bipedestador por sí solo.

El lanzamiento del periférico Kinect™ (Microsoft®, Washington) para el sistema de entretenimiento XBOX360™ ha supuesto la última revolución tecnológica en la aplicación de terapias basadas en RV en el equilibrio. El dispositivo está formado, entre otros sensores, por un sensor de profundidad que permite estimar el mapa de profundidad de una escena y, a partir de éste, detectar las siluetas humanas y asignarles un esqueleto. En otras palabras, Kinect™ permite detectar las articulaciones principales de un esqueleto que se ajusta a la silueta de los usuarios sin necesidad de que estos utilicen o vistan ningún tipo de tecnología. En la sección 2.2.1.3 se describe este dispositivo en profundidad. Recientemente, estudios controlados han reportado los beneficios de una intervención combinando los sistemas Wii Fit™ y el *software* comercial '*Kinect Adventures!*' para Kinect™ en el equilibrio de individuos con ictus. Los resultados de dichos estudios mostraron una mejoría en la ejecución de alcances anteriores, incorporaciones y en la marcha, si bien se obtuvieron resultados contradictorios al comparar con intervenciones convencionales [108, 109].

Los efectos de distintos entrenamientos basados en el uso de la RV también se han estudiado en la marcha. El uso del *feedback* proporcionado por la RV favoreció no sólo la marcha [102, 110], sino también el equilibrio estático, la incorporación y el uso del miembro parético [102, 111]. El efecto combinado de la marcha con la superación de obstáculos reportó mejorías en distintas características de la marcha, incluso a velocidades más elevadas tras el entrenamiento con RV [112].

Autores, Año	Muestra	Intervención	Administración	Medidas	Resultados
Sveistrup et al. [92], 2003	14 sujetos con TCE	5 sin intervención 5 convencional 4 IREX®	Duración sesión: 1h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 6 semanas	Valoración: pre, post, 3 meses Escalas: CB&M	Mayor mejoría en el grupo RV
Jaffe et al. [112], 2004	20 sujetos con ictus	10 superar objetos reales en circuito 10 superar objetos virtuales en cinta	Duración sesión: 1h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 2 semanas	Valoración: pre, post, 2 semanas Medidas: velocidad de marcha, longitud de paso, habilidad de sobrepasar objetos, 6MWT	Mejoría de ambos grupos en todas las medidas (grupo RV mejor a mayor velocidad)
Thornton et al. [94], 2005	27 sujetos con TCE	12 convencional 12 IREX®	Duración sesión: 50' Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 6 semanas	Valoración: pre, post, 3 meses Escalas: ABC, LEFS	Mejoría de ambos grupos en ABC (mayor en grupo RV)
Bisson et al. [93], 2007	24 sujetos con TCE	12 <i>feedback</i> CDP 12 IREX®	Duración sesión: 30' Frecuencia: 2 veces/semana Duración: 10 semanas	Valoración: pre, post, 1 mes Escalas: CB&M, SOT, tiempo de reacción	Mejoría en ambos grupos en CB&M y tiempo de reacción
Flynn et al. [98], 2007	1 sujeto con ictus	PS2™ Eyeto™	Duración sesión: 1h Frecuencia: 4-5 veces/semana Duración: 4-5 semanas	Valoración: pre, medio, post, 6 meses Escalas: BBS, TUG, 6MWT, FRT, FMA, UEFI, DGI, MAL, MAS, BDI	Mejoría en DGI y tendencia en las demás
Yang et al. [110], 2008	20 sujetos con ictus	9 cinta 9 cinta con RV	Duración sesión: 20' Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 3 semanas	Valoración: pre, post, 1 mes	Grupo RV mejora y mantiene en todas las

				Escalas: 10MWT, WAQ, ABC	escalas excepto ABC
Kim et al. [95], 2009	24 sujetos con ictus	12 convencional + nada 12 convencional + IREX®	Duración sesión: 40' Frecuencia: 4 veces/semana Duración: 4 semanas	Valoración: pre, post Escalas: SOT, BBS, 10MWT, mMAS, GAITRite® (GAITRite®; New Jersey)	Grupo RV mejora BBS, SOT y mMAS
Deutsch et al. [101], 2009	2 sujetos con ictus	Wii Fit™	Duración sesión: 1h Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 4 semanas	Valoración: pre, medio, post, 3 meses Escalas: DGI, ABC, TUG, TUG-DT	Mejoría en todas las escalas
Yang et al. [111], 2011	14 sujetos con ictus	7 convencional + cinta 7 convencional + cinta con VR	Duración sesión: 40'+20' Frecuencia: 9 sesiones Duración: -	Valoración: pre, post Escalas: PDC	Grupo RV mejora en PDC, incorporación y uso miembro parético
Cikajlo et al. [106], 2012	6 sujetos con ictus	Balance Trainer® con RV	Duración sesión: 1h Frecuencia: 5 veces/semana Duración: 3 semanas	Valoración: pre, post, 2 semanas Escalas: BBS, TUG, 10MWT	Mejoría en BBS y TUG. No existen diferencias con Balance Trainer® sin RV
Cho et al. [102], 2012	22 sujetos con ictus	11 convencional + nada 11 convencional + Wii Fit™	Duración sesión: 30'+30' Frecuencia: 5 (convencional) y 3 (virtual) veces/semana Duración: 6 semanas	Valoración: pre, post Escalas: BBS, TUG	Grupo RV mejora en BBS y TUG
Krpič et al. [107], 2013	26 sujetos con ictus	11 convencional 9 Balance Trainer® sin RV 6 Balance Trainer® con RV	Duración sesión: 15' Frecuencia: 5 veces/semana Duración: 3 semanas	Valoración: pre, post Escalas: BBS, TUG, 10MWT	Mejoría en BBS, TUG y 10MWT. No existen diferencias entre grupos
Singh et al. [108], 2013	28 sujetos con ictus	13 convencional 15 convencional	Duración sesión: 90'+30' Frecuencia: 2 veces/semana	Valoración: pre, post Escalas: TUG, 30SSS, 10MWT,	Mejoría en TUG y 30SSS

		+ Wii Fit™/Kinect™	Duración: 6 semanas	6MWT, BI, PDC	No existen diferencias entre grupos
Rajaratman et al. [109], 2013	19 sujetos con ictus	9 convencional 10 convencional + Wii Fit™/Kinect™	Duración sesión: 40'+20' Frecuencia: 15 sesiones Duración: -	Valoración: pre, post Escalas: BBS, FRT, TUG, mBI, PDC	Ambos grupos mejoran en TUG, FRT y mBI. Grupo RV mejora en FRT
Barcala et al. [103], 2013	20 sujetos con ictus	10 convencional 10 convencional + Wii Fit™	Duración sesión: 60'+30' Frecuencia: 2 veces/semana Duración: 5 semanas	Valoración: pre, post Escalas: BBS, TUG, baropodometría, estabilometría	Ambos grupos mejoran en todas las escalas. No existen diferencias entre grupos
Bowler et al. [104], 2014	30 sujetos con ictus	15 convencional + Wii Fit™ superior 15 convencional + Wii Fit™ equilibrio	Duración sesión: 45' Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 2-4 semanas	Valoración: pre, 2 semanas, 4 semanas Escalas: ST, FRT, TUG, CDP, SFES, MAS	Grupo de equilibrio mejora en ST y CDP
Cho et al. [102], 2014	30 sujetos con ictus	15 convencional + cinta 15 convencional + cinta con RV	Duración sesión: 50'+30' Frecuencia: 3 veces/semana Duración: 6 semanas	Valoración: pre, post Escalas: BBS, TUG, GAITRite®, PDC	Grupo RV mejora en BBS, TUG y GAITRite

Tabla 6. Ejemplos de intervenciones mediante realidad virtual. CB&M: Community Balance and Mobility Scale [113]; 6MWT: 6 Minute Walk Test; ABC: Activities-specific Balance Confidence Scale [114]; LEFS: Lower Extremity Functional Scale [115]; SOT: Sensory Organization Test; FMA: Fugl-Meyer Assessment [116]; UEFI: Upper Extremity Functional Index [117]; DGI: Dynamic Gait Index [118]; MAL: Motor Activity Log [119]; MAS: Modified Ashworth Scale [120]; BDI: Beck Depression Inventory [121]; WAQ: Walking Ability Questionnaire [122]; MAS: Motor Assessment Scale [123]; BI: Barthel Index [124]; SFES: Short Falls Efficacy Scale [125]; m: Modified.

1.6. Objetivos

Objetivo principal

El objetivo principal del presente trabajo es determinar el efecto del entrenamiento de las estrategias de equilibrio mediante intervenciones basadas en RV en el equilibrio de sujetos crónicos que han sufrido un DCA.

Las hipótesis principales de este trabajo son: 1) que la RV permite potenciar los mecanismos de aprendizaje motor que sustentan el reaprendizaje de dichas estrategias, lo cual proporciona mejorías en el equilibrio de los sujetos, incluso en fases crónicas de la patología, y por tanto, en ausencia de mecanismos endógenos de recuperación; y 2) que la inclusión de intervenciones basadas en RV en programas de fisioterapia convencional permite obtener mayores beneficios que dichos programas por sí solos.

Objetivos secundarios

Para poder lograr el objetivo principal, se plantean dos objetivos secundarios. Por una parte, es necesario caracterizar las herramientas de valoración e interacción que se van a utilizar. De manera específica, es necesario conocer el funcionamiento y características de los sistemas de interacción (plataformas de presión y sistemas de *tracking*) y validar su uso en los sistemas de RV a desarrollar, así como determinar la validez de la herramienta de valoración posturográfica que se va a utilizar (puesto que no ha sido validada previamente). Por otra parte, la integración de los sistemas basados en RV en el entorno clínico vendrá determinada no sólo por su efectividad clínica, sino también por su usabilidad y aceptación entre los pacientes y fisioterapeutas, y por su eficiencia en términos económicos. Por ello se hace también necesario cuantificar estos parámetros.

Las hipótesis secundarias de este trabajo son: 1) que los dispositivos de interacción de bajo coste son herramientas válidas para la interacción de sujetos con DCA con sistemas de RV; 2) que el sistema de posturografía es una herramienta válida para valorar el equilibrio de individuos con DCA; 3) que los dispositivos de interacción de bajo coste son herramientas usables y clínicamente válidas para este propósito, favoreciendo su uso tanto en la clínica, como en el hogar de los pacientes; y 4) que los sistemas de RV son herramientas económicamente eficientes.

1.7. Estructura de la tesis

El presente trabajo se ha dividido en cuatro capítulos principales y una sección de anexos. La descripción completa de los estudios presentados en cada capítulo (métodos, resultado y discusión) se presentan en dicho capítulo y se discuten en el capítulo de conclusiones.

En el capítulo 1 se introduce la motivación de este trabajo. Se describe el equilibrio, las estrategias biomecánicas humanas de control ortostático y el sustrato neurofisiológico que controla el proceso. Se define qué es un DCA, cómo puede afectar una lesión cerebral al control ortostático y cuáles son los mecanismos cerebrales que permiten recuperar la funcionalidad perdida. Por último, se describe el proceso de rehabilitación del equilibrio tras un DCA y algunas intervenciones basadas en RV.

En el capítulo 2 se describen y estudian los instrumentos utilizados. En concreto se describen las plataformas de presión Wii Balance Board™ y el sistema de posturografía NedSVE/IBV y se estudia su validez como dispositivos de interacción y valoración, respectivamente. Asimismo, se describen tres sistemas de *tracking* comerciales y se evalúan sus características y percepciones subjetivas al utilizarlos.

En el capítulo 3 se describen dos sistemas de RV desarrollados para rehabilitar el equilibrio mediante, por una parte, las estrategias maleolar y coxal, y por otra parte, mediante la estrategia de paso. Se estudia la efectividad clínica de intervenciones experimentales incluyendo estos sistemas y se compara con protocolos convencionales. Además, se evalúa el efecto de la cronicidad en la rehabilitación mediante el sistema basado en las estrategias maleolar y coxal, y la efectividad de un protocolo de telerrehabilitación y de distintos sistemas de *tracking* involucrando la estrategia de paso.

En el capítulo 4 se resumen las conclusiones presentadas en los estudios descritos en los capítulos anteriores.

Como anexos se describe la biomecánica del equilibrio en bipedestación, se presenta una descripción más detallada de la fisiología del control motor y se presentan las escalas clínicas, test y cuestionarios utilizados.

Finalmente, se listan las referencias bibliográficas, así como los méritos obtenidos por el trabajo descrito en presente documento.

Capítulo 2

Caracterización de los sistemas de valoración e interacción

2.1. Plataformas de presión

En el presente trabajo se utilizaron dos plataformas de presión distintas con diferentes objetivos. La plataforma WBB se utilizó como una herramienta de interacción con los EV de los ejercicios de rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal. El sistema de posturografía NedSVE/IBV se utilizó, por el contrario, como una herramienta de valoración del equilibrio para evaluar el estado de los participantes en algunos de los estudios presentados. A continuación se describen en detalle ambos sistemas.

2.1.1. Descripción

Las plataformas de presión, también conocidas como dinamométricas, son dispositivos capaces de registrar la resultante de las fuerzas ejercidas por los flexores y extensores plantares de los usuarios que se colocan sobre ellas. Para registrar dicha fuerza se utilizan generalmente galgas extensiométricas articuladas distribuidas por su superficie, debido a su buen comportamiento a frecuencias bajas y alta linealidad, características que las hacen particularmente aptas para el estudio de movimientos humanos. Al ejercer fuerza sobre la plataforma, típicamente la propia del peso corporal y de las interacciones musculares, las galgas se deforman de manera proporcional a la intensidad de ésta, devolviendo una señal que codifica la fuerza registrada.

2.1.1.1. Wii Balance Board

La WBB fue lanzada en 2007 (2007 en Japón; 2008 en el resto del mundo) como periférico del sistema de entretenimiento Nintendo® Wii. La WBB es una plataforma de dimensiones 51x31x3 cm y 3,5 kg de peso. Su objetivo es calcular la distribución de peso sobre su superficie. Para ello, la WBB cuenta con cuatro sensores de presión distribuidos en sus cuatro esquinas (Figura 4). Cada sensor codifica el peso detectado con 16 bits, por lo que puede representar valores desde 0 hasta $2^{16}-1$, es decir, puede representar valores dentro del rango [0,65535].

La WBB es un dispositivo inalámbrico que se comunica con el dispositivo Wii mediante tecnología *bluetooth*. Para ello utiliza el protocolo *Service Discovery Protocol*, mediante el cual indica los servicios que soporta y los parámetros necesarios para la conexión.

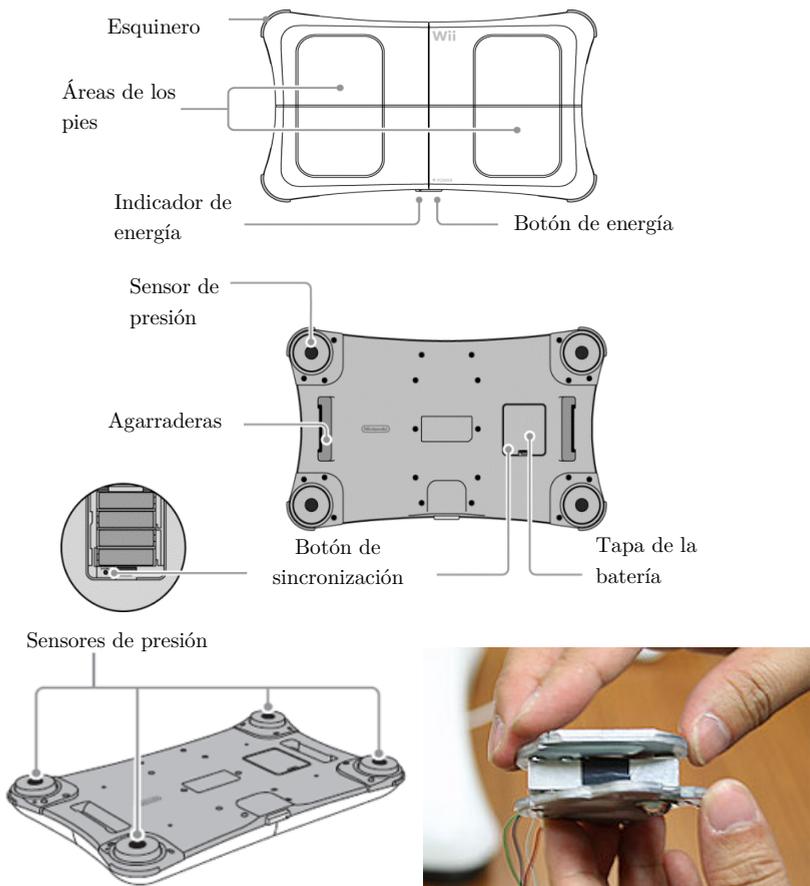


Figura 4. Plataforma Nintendo® Wii Balance Board.

2.1.1.1.1. Funcionamiento

Sensores de presión

Los sensores de presión están formados por una pequeña tira de metal con una galga extensiométrica adherida a su superficie. Las galgas extensiométricas miden el nivel de estrés que se aplica. Consisten en una conexión eléctrica única que se curva sobre sí misma repetidas veces y que se monta sobre un sustrato, en este caso, una tira de metal. Al aplicar peso sobre la plataforma, se aplica una fuerza sobre el sustrato, lo cual lo comprime. De la misma manera que al estirar una tira de goma, las galgas extensiométricas se alargan al aplicar fuerza sobre sus extremos, al mismo tiempo que el sustrato se estrecha. Al variar la longitud y el diámetro de la conexión, su resistencia eléctrica aumenta, lo cual produce una variación en el voltaje. De la misma manera, al dejar de ejercer peso sobre la plataforma, las galgas se estrechan, provocando el efecto contrario al caso anterior (Figura 5). Esto es usado por los sensores para calcular la presión que se aplica sobre ellos.

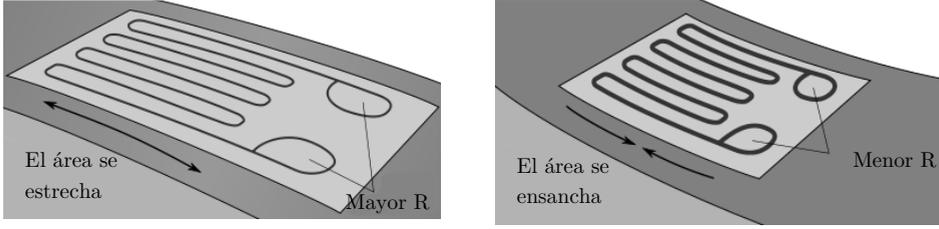


Figura 5. Funcionamiento de una galga extensiométrica.

Generalmente se utiliza un puente de Wheatstone (Figura 6) para medir la variación de la resistencia de galga y, a partir de ésta, la fuerza aplicada [126].

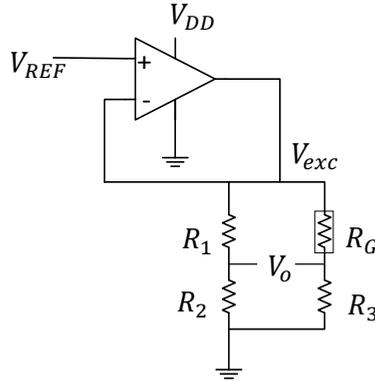


Figura 6. Diagrama del circuito de una galga extensiométrica.

De manera analítica, cuando el sustrato se estrecha debido a una fuerza, la longitud de éste aumenta de L a $L + \Delta L$. La tensión producida se define como

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2.1)$$

El factor de galga se define como

$$G_F = \frac{\Delta R / R_G}{\varepsilon} \quad (2.2)$$

, donde ΔR es la variación en la resistencia causada por la tensión producida ε , y R_G el valor de la resistencia en ausencia de ella. La tensión de salida del puente de Wheatstone, la cual corresponde con la tensión en los terminales, se calcula como

$$V_o = V_{exc} \left(\frac{R_3}{R_3 + R_G} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) = -V_{exc} \left(\frac{R_G R_2 - R_1 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_G)} \right) \quad (2.3)$$

Diseñando el puente para que $R_1 = R_2 = R_3 = R$ y sabiendo que al aplicarse ε , $R_G = R + \Delta R$, la anterior ecuación queda

$$\Delta V_o = -V_{exc} \left(\frac{\Delta R}{4R + 2\Delta R} \right) \quad (2.4)$$

Asumiendo que $2\Delta R \ll 4R$,

$$\Delta V_o \cong -V_{exc} \left(\frac{\varepsilon G_F}{4} \right) \quad (2.5)$$

Despejando resulta

$$\varepsilon \cong -\frac{4\Delta V_o}{V_{exc} G_F} \quad (2.6)$$

Los valores prácticos del diseño suelen ser $V_{exc} = 2,5 \text{ V}$ y $G_F = 2$, con lo que se tiene que

$$\varepsilon \cong -\frac{\Delta V_o}{1,25} \quad (2.7)$$

Finalmente, a partir de ε se calcula la fuerza producida sobre la galga, que ha sido originalmente calibrada por el fabricante.

La deformidad del metal es prácticamente imperceptible a simple vista. Un peso de 100 kg provoca deformaciones menores a 1 mm. Sin embargo, los sensores son suficientemente precisos como para detectar variaciones del peso del orden de las decenas de gramo.

Estimación del centro de presión

Como se ha comentado anteriormente, la WBB proporciona en cada instante de muestreo la presión detectada en cada uno de sus cuatro sensores (TL, TR, BR, BL) y el peso del usuario (W) (Figura 7). La plataforma calcula y transmite el valor de estos parámetros a una frecuencia de 60 Hz [126].

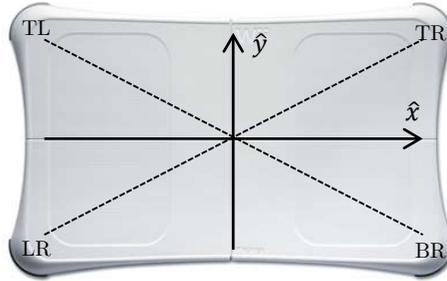


Figura 7. Distribución de los sensores de la Nintendo® Wii Balance Board.

De esta manera es posible calcular el CDP en cada instante i en las coordenadas \hat{x} y \hat{y} como

$$\begin{aligned} CDP_x^i &= \frac{1}{\sqrt{2}W} (TR^i + BR^i - TL^i - BL^i) \\ CDP_y^i &= \frac{1}{\sqrt{2}W} (TR^i - BR^i + TL^i - BL^i) \end{aligned} \quad (2.8)$$

, siendo $W = \frac{1}{N} \sum_i^N W^i$, donde N es el número de muestras en 3 s calculado como $N = 3f_s$ y $W^i = TR^i + BR^i + TL^i + BL^i$.

2.1.1.1.2. Características

Las características de la WBB se describen en la Tabla 7.

Característica	Valor
Dimensiones	52x31x3 cm
Peso	3,5 kg
Frecuencia	60 Hz
Latencia	~66 ms
Precisión	100 g
Conexión	Enlace de radiofrecuencia en la banda de los 2,4 GHz mediante especificación bluetooth con <i>service discovery protocol</i>
Requerimientos energéticos	6 V, 3600 mA (batería recargable)
Coste	80 € (Wii Fit Plus + Wii Balance Board)

Tabla 7. Características de la plataforma Nintendo® Wii Balance Board.

2.1.1.1.3. Consideraciones sobre su uso clínico

Rango de excursión

Las dimensiones de la WBB, y en consecuencia, la posición de los sensores de presión (distribuidos en sus esquinas) limitan el rango de excursión del CDP detectable. En la práctica, este rango corresponde a un rectángulo de dimensiones 43,2x23,5 cm. Además, como el CDM del cuerpo humano está localizado cerca del hueso sacro (aunque varía evidentemente en cada persona), y en consecuencia la línea de gravedad se sitúa ligeramente por delante de la articulación del tobillo, cuando un individuo se sitúa sobre la WBB, su CDP aparece ligeramente desplazado hacia atrás (en sentido $-\hat{y}$), por lo que su excursión máxima detectable en este sentido es todavía menor. Variaciones del CDP que excedan la posición de los sensores no pueden ser detectados y se limitan al valor máximo alcanzable.

Fiabilidad y validez

La fiabilidad de la estimación del CDP mediante la WBB fue analizada por primera vez en 2010 [100]. En dicho estudio se comparó la WBB con una plataforma de presión comercial. Un total de 30 sujetos sanos fueron valorados en dos ocasiones mediante cuatro pruebas: apoyo monopodal con ojos abiertos, apoyo monopodal con ojos cerrados, apoyo bipodal con pies separados y ojos abiertos y apoyo bipodal con pies juntos y ojos cerrados. Las pruebas se realizaron tres veces y se tomó la media de ellas. La fiabilidad fue establecida mediante el operador de correlación intraclase (ICC). Este operador demostró una excelente fiabilidad de la WBB con ella misma

(ICC=0,86, 0,81, 0,66, 0,91, respectivamente) y con la plataforma comercial (ICC=0,80-0,81, 0,77-0,88, 0,77-0,78 y 0,88-0,89, respectivamente). Estos resultados respaldan el uso del sistema de Nintendo® para su uso clínico, hecho que motivó su uso en los desarrollos del presente trabajo.

Desde entonces distintos estudios han sido presentados estudiando la validez de la WBB como herramienta de valoración (Tabla 8).

Autores, año	Estudio	Muestra	Resultados
Clark et al. [100], 2010	Comparación de la validez y fiabilidad en la medida de la longitud del CDP entre la WBB y una plataforma <i>gold standard</i>	30 jóvenes sanos	Excelente fiabilidad en la longitud del CDP
Clark et al. [127], 2011	Estudio del reparto de peso en cuclillas y la velocidad del CDP en distintas valoraciones	23 jóvenes sanos	Excelente fiabilidad en la medida de velocidad del CDP y del reparto de peso en cuclillas
Mae Deans [128], 2011	Comparación de los rangos de excusión máximos entre la WBB y dos plataformas <i>gold standard</i> (Bertec, Kistler)	34 mayores sanos	Correlación en la medida del rango de excusión máxima en los ejes ML y AP entre la WBB y una plataforma y en el eje ML en la otra
Holmes et al. [129], 2012	Comparación de la longitud del CDP bajo cuatro condiciones distintas entre la WBB y una plataforma <i>gold standard</i> (AMTI)	20 mayores con Parkinson	Excelente fiabilidad en la medida de la longitud del CDP
Hubbard et al. [130], 2012	Comparación de la longitud del CDP entre la WBB y una plataforma <i>gold standard</i> (AMTI)	-	Excelente fiabilidad en la medida de la longitud del CDP
Huurnink et al. [131], 2013	Comparación de la longitud, velocidad y excusión del CDP bajo distintas condiciones entre la WBB y una plataforma <i>gold standard</i> (Kistler)	14 jóvenes sanos	Correlación en la medida de la longitud, velocidad y excusión del CDP
Bartlett et al. [132], 2013	Comparación de la fuerza y precisión del CDP entre la WBB y una plataforma <i>gold standard</i> (AMTI)	-	Similar precisión en la estimación del CDP entre ambas plataformas. La WBB proporciona peores resultados en cuanto a la fuerza

Tabla 8. Estudios de la validez de la estimación del CDP con la plataforma Nintendo® Wii Balance Board.

La WBB también ha sido utilizada como parte de protocolos de valoración en algunas intervenciones clínicas. Por ejemplo, se detectaron diferencias significativas en la excusión máxima del CDP en el eje AP de una muestra de seis sujetos mayores tras un protocolo de intervención con la WBB [133]. Sin embargo, cabe destacar que no

se ha reportado ninguna correlación entre las valoraciones proporcionadas por el *software* de entretenimiento comercial Wii Fit™ y escalas convencionales de equilibrio y movilidad [134].

2.1.1.2. Sistema NedSVE/IBV

El sistema NedSVE/IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia) es un sistema de posturografía basado en la plataforma de fuerzas Dinascan/IBV P600 (Figura 8).



Figura 8. Sistema NedSVE/IBV.

2.1.1.2.1. Funcionamiento

El funcionamiento de la plataforma Dinascan/IBV P600 es homólogo al de la WBB. La fuerza ejercida sobre la plataforma se reparte entre cuatro galgas análogamente situadas, que generan las correspondientes señales eléctricas en función de la carga soportada por cada uno de ellos. A partir de las ecuaciones de equilibrio estático de la placa superior de la plataforma, el sistema realiza, en cada instante de tiempo, el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del punto de aplicación de la fuerza vertical resultante y el momento torsor, según la frecuencia de muestreo seleccionada.

La plataforma dispone de dos puentes de Wheatstone basados en galgas extensiométricas, uno de ellos sensible a cargas verticales y el otro a esfuerzos en dirección horizontal. La disposición de las galgas en la plataforma minimiza la sensibilidad cruzada entre canales horizontales y verticales. La plataforma incorpora,

además, un módulo interno de amplificación, que la hace más inmune ante perturbaciones electromagnéticas.

2.1.1.2.2. Características

Las características del sistema NedSVE/IBV se describen en la Tabla 9.

Característica	Valor
Dimensiones	60x37x10 cm (Embebido en una tarima y estructura mecánica que sirven de anclaje de la plataforma y de soporte para los accesorios. Tamaño aproximado: 3,5x1,5x2,4 m)
Peso	25 kg
Frecuencia	Hasta 1 kHz
Latencia	-
Precisión	10 N
Conexión	Directa a un ordenador proporcionado junto con el sistema
Requerimientos energéticos	-
Coste	30.000€ (Dinascan/IBV P600 + NedSVE/IBV)

Tabla 9. Características de la plataforma NedSVE/IBV.

2.1.1.2.3. Consideraciones sobre su uso clínico

Rango de excursión

El área activa de la plataforma Dinascan/IBV P600 es de 60x37 cm, lo cual representa un incremento de área de cerca del 220 % con respecto a la WBB, permitiendo registrar excursiones del CDP mucho mayores.

Fiabilidad y validez

Pese a que diferentes estudios han utilizado este sistema, su validez y fiabilidad no han sido estudiadas previamente en población con DCA. Por lo tanto, tal y como se describió en los objetivos de este trabajo (sección 1.6), previamente a su uso en los estudios aquí presentados, se analizó la validez clínica del sistema NedSVE/IBV (sección 2.1.2.2).

Pruebas posturográficas

El sistema NedSVE/IBV proporciona medidas objetivas de los componentes básicos involucrados en el control del equilibrio. Para ello, dispone de tres test: *modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* (mCTSIB), que corresponde a una versión modificada del test de organización sensorial, *Limits of Stability* (LOS) y *Rhythmic Weight Shift* (RWS) [135, 136]. El test mCTSIB proporciona información sobre el uso de cada sistema sensorial en el control del equilibrio [137]. El test LOS cuantifica qué variación del CDP se puede gestionar sin perder el equilibrio. El test

RWS cuantifica la habilidad del sujeto para redistribuir su peso corporal en los ejes ML y AP a distintas velocidades. Aunque las pruebas posturográficas se detallan en el Anexo III (sección III.1.13), a continuación se describen tal y como están integradas en el sistema NedSVE/IBV.

El test mCTSIB consiste en tres repeticiones de 30 s manteniendo la posición de Romberg bajo cuatro condiciones sensoriales distintas: 1) ojos abiertos sobre superficie rígida (REO), donde todos los sistemas sensoriales están disponibles para controlar el equilibrio; 2) ojos cerrados sobre superficie rígida (REC), donde el peso recae sobre los sistemas somatosensorial y vestibular; 3) ojos abiertos sobre superficie inestable (gomaespuma)(RFEO), donde el peso recae fundamentalmente en el sistema visual y el vestibular; y 4) ojos cerrados sobre superficie inestable (gomaespuma)(RFEC), donde el peso cae fundamentalmente en el sistema vestibular.

Cada prueba es evaluada como una media de los desplazamientos máximos en los ejes ML y AP. El análisis de todas las condiciones proporciona información sobre qué sistema sensorial disponible está siendo usado correctamente [137]. Errores en el control del equilibrio en condiciones de ojos cerrados indican que el usuario es visualmente dependiente (limitación del sistema sensorial dominante), mientras que errores en las condiciones de superficie no rígida indican que el sistema visual y vestibular no están siendo correctamente usados en la organización sensorial.

El test LOS analiza la distribución de peso en ocho direcciones del espacio distintas. En esta prueba los sujetos deben dirigir su CDP hacia ocho objetivos (distribuidos en ocho direcciones de una elipse), los cuales representan el patrón de normalidad de la población con características similares, y mantener la posición durante 8 s. El proceso se realiza para los ocho ejes secuencialmente. El sistema proporciona una puntuación global para cada uno de los ocho ejes considerando la máxima excursión conseguida (55 %), el control direccional (25 %), el tiempo para alcanzar el objetivo (10 %), el tiempo de reacción (5 %) y la precisión (5%). La puntuación de la prueba se calcula promediando la puntuación en cada eje.

El test RWS cuantifica la habilidad del usuario para mover su CDP en los ejes ML y AP entre dos objetivos localizados al 60 % de los límites de estabilidad de cada usuario, establecidos en la prueba anterior, a tres velocidades distintas: lenta (semiciclos de 3,5 s), media (semiciclos de 2,5 s) y rápida (semiciclos de 1,5 s). De nuevo, una puntuación global para cada prueba se calcula considerando la cantidad de movimiento en la dirección pretendida (70 %) y la cantidad de movimiento en la dirección errónea (30%).

El sistema NedSVE/IBV proporciona una puntuación global (Global-SVE)

incluyendo información del análisis sensorial (50 %), del test LOS (30 %) y del test RWS (20 %). Esta puntuación describe la habilidad demostrada durante la posturografía. Todos los índices se muestran en porcentaje, de tal manera que valores distintos al 100 % reflejan discrepancias respecto a los valores obtenidos por una muestra de sujetos sanos con las mismas características de edad y altura. Así pues, menores valores representan mayor disfunción. De acuerdo a las especificaciones del sistema, discrepancias del 5 % respecto a los valores normativos en los test mCTSIB-REO, mCTSIB-REC o mCTSIB-RFEO; el 10 % en Global-SVE; y el 15 % en los test mCTSIB-RFEC, LOS y RWS reflejan puntuaciones anormales.

2.1.2. Estudios

2.1.2.1. Estudio de la validez de la frecuencia de muestreo de la Nintendo® Wii Balance Board para el registro del centro de presión

Como se describió en la sección 1.1.1, el CDP representa de manera directa las fuerzas que actúan sobre el plano del suelo a través de las plantas de los pies. Por lo tanto, el CDP proporciona una medida de la actividad muscular de los extensores y flexores plantares, lo cual puede verificarse mediante electromiografía [1]. Cuando se intenta mantener el equilibrio, los extensores y flexores plantares compensan la actividad de los distintos segmentos corporales. Por ello, la variabilidad del CDP responde a la variabilidad en la actividad muscular. Como se explica en la sección 1.2, dicha actividad es la respuesta generada por el SNC a la información visual, vestibular y somatosensorial recibida. Una vez procesada la información sensorial, el SNC genera las señales eferentes correspondientes, es decir, órdenes motoras dirigidas a los músculos para reajustar la postura.

Las respuestas a las señales aferentes se gestionan principalmente en tres niveles. La respuesta más rápida de las señales aferentes corresponde al reflejo miotático u osteotendinoso (~40 ms), seguido de las respuestas automáticas aprendidas (~100 ms) y las respuestas voluntarias (>150 ms) [138]. Estas señales están principalmente relacionadas con el nervio raquídeo, el cerebelo y el córtex cerebral, respectivamente.

En particular, el receptor del reflejo miotático es un huso muscular que al detectar el estiramiento del músculo envía una señal aferente a través de las terminaciones primarias a la médula espinal, donde se procesa la respuesta motora. Por ello, esta respuesta es la más rápida y por tanto la más difícil de detectar desde el punto de vista técnico. De manera teórica, para capturar el reflejo miotático de un músculo, y por ende las demás respuestas, la frecuencia mínima de muestreo debería

ser según Nyquist, $f \geq 2B = 2 \frac{1}{40 \text{ ms}} = 50 \text{ Hz}$. Sin embargo la señal del CDP no representa la actividad de un único músculo, sino la actividad sinérgica de multitud de músculos corporales que actúan en distintos instantes temporales, superponiéndose unos a otros. Por lo tanto, de manera teórica, dado que distintos músculos pueden activarse en instantes temporales distintos, a priori, infinitamente tan cercanos como se desee, la señal del CDP podría tener una respuesta en frecuencia infinita (o muy elevada, en la práctica), lo cual imposibilitaría su registro con la WBB, cuya frecuencia de muestreo es 60 Hz.

Objetivos

El objetivo de este estudio fue analizar la respuesta en frecuencia de la señal del CDP y con ello, la validez de la WBB como dispositivo para el registro de dicha señal.

Participantes

Para analizar la señal del CDP se reclutó una muestra de participantes sanos, sin prótesis o lesiones que pudieran interferir en el equilibrio. La muestra contó con cinco participantes jóvenes, de edades comprendidas entre 20 y 35 años, con una media de edad de $29,80 \pm 3,70$ años, y cinco participantes mayores, de edades comprendidas entre 50 y 65 años, con una media de edad de $60,60 \pm 4,51$ años.

Método

Todos los participantes realizaron el test mCTSIB, donde se registró el CDP durante los 30 s de duración de las tres repeticiones de cada condición sensorial mediante una plataforma de fuerzas de la familia Neurocom® (Natus®, Clackamas), considerado el *gold standard* en los sistemas de posturografía. De cada repetición se calculó la densidad espectral de potencia (DEP) de cada señal. Como principal variable a estudiar se consideró la F95, la cual se define como la mínima frecuencia por debajo de la cual se encuentra confinado el 95 % de la potencia de la señal.

Previamente al análisis de los datos de los participantes se comprobó que la plataforma usada no introducía ruido a la señal registrada. Para ello se colocó un peso estático de 135 lb sobre la plataforma y se registró las fuerzas detectadas en tres ensayos de 30 s de duración, simulando las pruebas que realizaron los participantes.

Resultados

El peso estático dio lugar a una señal temporal con una desviación estándar de valor cercano a cero. Por ejemplo, en su componente \hat{x} tuvo un valor de $\pm 0,0072$ cm. En frecuencia, la señal mostró un espectro cuya potencia estuvo confinada en frecuencias muy bajas (Figura 9). Si bien se detectaron unos picos de potencia en frecuencias cercanas a 26, 62, 88 Hz, los cuales se repitieron en todas las pruebas, su valor fue cercano a -130 dB, lo cual se consideró insignificante. Esta prueba demostró un

excelente comportamiento de plataforma en cuanto a precisión y ruido, lo cual validó los datos registrados con ella.

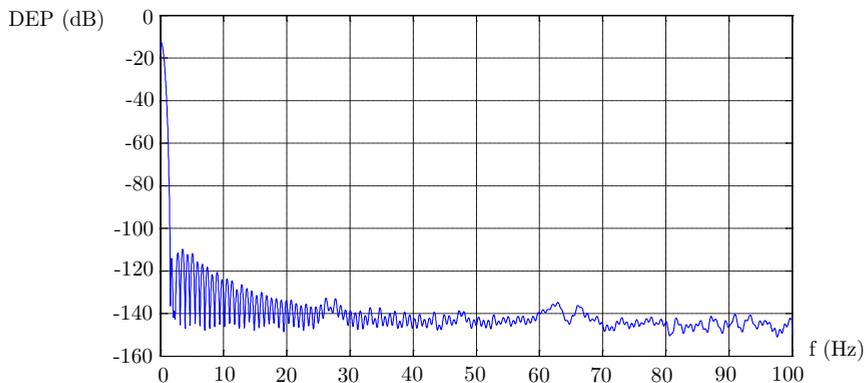


Figura 9. Densidad espectral de potencia de la componente \hat{x} del centro de presión del peso estático.

Respecto a los resultados obtenidos por los participantes, el cálculo de la F95 demostró que la gran mayoría de la potencia de la señal se encontró igualmente confinada en muy bajas frecuencias, cercanas a cero (Figura 10). Estos resultados fueron muy similares con independencia de la prueba, y de la edad de los participantes (Tabla 10).

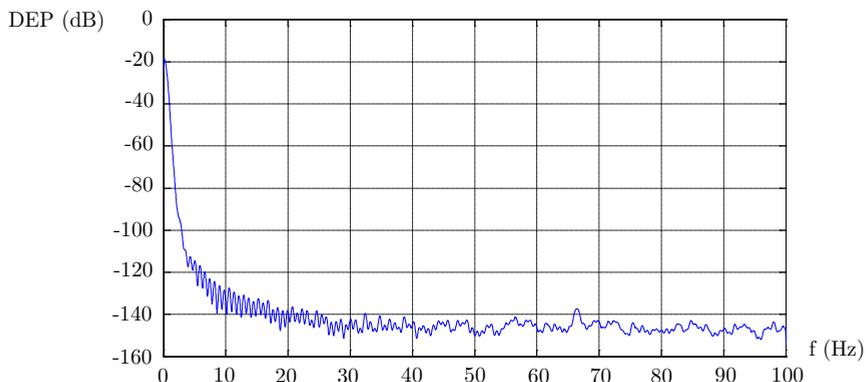


Figura 10. Densidad espectral de potencia de la componente \hat{x} del centro de presión de un participante joven.

F95 (Hz)	Jóvenes (n=5)	Mayores (n=5)
REO	0,8646	0,8333
REC	0,8300	0,8479
RFEO	0,8565	0,8219
RFEC	0,8951	0,8528

Tabla 10. Resultados de la F95 de la componente \hat{x} del centro de presión en jóvenes y mayores bajo distintas condiciones.

Discusión

Los resultados del estudio demostraron que la mayor parte de la señal del CDP se encuentra confinada en frecuencias bajas. Si bien las respuestas de los diversos sistemas musculares que determinan el CDP pueden sucederse en el tiempo en instantes muy cercanos, la señal registrada mostró un patrón centrado en frecuencias muy bajas. Estos resultados respaldan que el CDP pueda medirse mediante dispositivos con menores frecuencias de muestreo, como es el caso de la WBB.

Los resultados obtenidos en el experimento respaldan los resultados de estudios previos, en los cuales se obtuvieron valores de $F95=1,15-1,24$ Hz [139] y $F95=1,2-1,4$ Hz [140]. Otros estudios reportaron comportamientos similares de la densidad espectral de potencia pero con un decrecimiento más lento ($P=-30$ dB a 10 Hz) [141].

Desde el punto de vista neurofisiológico, se ha sugerido que las vías cerebelar y sensorial imponen comandos motores constituidos por señales con frecuencias entre 8 y 10 Hz [142]. Aun así, existe una falta de evidencia en contribuciones por encima de 2 Hz [143]. En cambio se ha reportado que en frecuencias 0,01-0,1 Hz se concentran las respuestas del control visual, dominante durante la bipedestación normal y en ausencia de perturbaciones, en frecuencias 0,1-0,5 Hz se concentran las respuestas del estrés y las perturbaciones vestibulares, y en frecuencias 0,5-1 Hz se concentra la actividad somatosensorial y los reflejos posturales mediados por las extremidades inferiores. Contribuciones en frecuencias 1-3 Hz se han reportado como disfunciones del SNC [144, 145].

Sin embargo, no existe consenso en el registro de la señal del CDP ni en el posterior tratamiento de la señal temporal registrada, aun cuando los protocolos son similares, o incluso iguales, al descrito (Tabla 11).

Estudios	f_s (Hz)	f_c (Hz)
Ramdani et al, 2009 [146]	40	10, 12, 15
Rhea et al, 2011 [147]	1000	166, 200, 250, 333, 500
Cavanaugh et al, 2006 [148]	100	10
Cavanaugh et al, 2007 [149]	100	10
Wei et al, 2012 [150]	31,25	-
Chagdes et al, 2009 [141]	200	-
Duarte et al, 2008 [151]	20	-
Keshner et al, 2014 [152]	200	-

Tabla 11. Frecuencias de muestreo y de corte utilizadas para el registro y filtrado de la señal del centro de presión en distintos estudios de la entropía de la misma.

En conclusión, los resultados obtenidos en el anterior estudio justifican el uso de la WBB como dispositivo válido para el registro de la señal temporal del CDP. Si bien el tamaño muestral fue reducido, permitió corroborar el efecto detectado. Una muestra mayor, pese a proporcionar mayor potencia al estudio, difícilmente hubiera mostrado nuevos hallazgos, pues la respuesta del CDP en el dominio de la frecuencia presentó patrones muy similares con independencia del usuario en todos los casos.

2.1.2.2. Estudio de la validez y fiabilidad del sistema NedSVE/IBV

Objetivos

El objetivo de este estudio fue proporcionar información posturográfica acerca de la organización sensorial, los límites de estabilidad y el control rítmico direccional, en una muestra consecutiva de población con DCA con distintos niveles de control ortostático, para con ello, establecer la validez y la fiabilidad del sistema NedSVE/IBV para valorar el equilibrio en esta población.

Participantes

Desde agosto de 2004 a diciembre de 2008, 396 individuos con DCA fueron referidos al servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA. Todos los sujetos capaces de mantenerse erguidos sin asistencia durante 30 s fueron candidatos a participar en el estudio (n=217). Se excluyeron aquellos sujetos que se encontraban en amnesia post-traumática tras un TCE, (*Galveston Orientation and Amnesia Test score* < 75 [153]) (n=27), y aquéllos que fueron considerados incapaces de entender las instrucciones necesarias para realizar el protocolo, los cuales obtuvieron puntuaciones en el *Mini-Mental State Examination* (MMSE) [154] menores que 24 (n=32). Los sujetos con problemas visuales (n=7), percepción somatosensorial alterada (n=9) y/o artritis severa o condiciones ortopédicas que afectaban la espalda, cadera, rodilla o tobillos (n=17) fueron descartados igualmente. Doce sujetos que cumplían los criterios de inclusión en el estudio rechazaron participar en el estudio,

y los datos de cinco individuos fueron incompletos. Los criterios de inclusión y exclusión en el estudio se resumen en la Tabla 12.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Capacidad de mantener una posición erguida en bipedestación durante 30 s sin asistencia ni sujeción tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 7)	Amnesia post-traumática tras un TCE (<i>Galveston Orientation and Amnesia Test</i> < 75)
Estado cognitivo bueno (MMSE>23)	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
	Percepción somatosensorial alterada
	Artritis severa o condiciones ortopédicas que afecten a la espalda, cadera, rodilla o tobillos

Tabla 12. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio de la validez del NedSVE/IBV.

La muestra final consistió en 108 participantes, 33 mujeres (30,6 %) y 75 hombres (69,4 %) con una edad media de $41,2 \pm 15,8$ años. La cronicidad fue $187,8 \pm 156,8$ días. Un total de 53 participantes presentaron una hemiparesia derecha (49 %), 43 presentaron una hemiparesia izquierda (39,8 %), seis presentaron un déficit bilateral (5,5 %), y seis no presentaron ningún déficit motor aparente (5,5 %). La etiología del DCA incluyó ictus isquémico o hemorrágico (n=50), TCE severo (n=45), neoplasma intracraneal (n=5), encefalopatía anóxica (n=1) y otras (n=7). No se encontraron diferencias significativas entre los participantes con distintas patologías en la BBS en la línea base ($F=1,16$, $p=0,3$) (Tabla 13).

Característica	Grupo control
Sexo (n, %)	
Hombres	75 (69,4 %)
Mujeres	33 (30,6 %)
Edad (años)	$41,2 \pm 15,8$
Hemiparesia (n, %)	
Derecha	53 (49,1 %)
Izquierda	43 (39,9 %)
Bilateral	6 (5,5 %)
Ninguna	6 (5,5 %)
Etiología (n, %)	
Ictus	50 (46,3 %)
TCE	45 (41,7 %)
Neoplasma	5 (4,6 %)
Encefalopatía	1 (0,9 %)
Otra	7 (6,5 %)
Cronicidad (días)	$187,8 \pm 156,8$

Tabla 13. Características de los participantes en el estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.

Método

Todos los participantes fueron evaluados con un examen clínico y neurológico en la inclusión con una batería de medidas de equilibrio y movilidad (Tabla 14). En la

misma semana, los participantes fueron informados sobre el procedimiento y fueron evaluados mediante un estudio posturográfico en la plataforma NedSVE/IBV.

Escala	
Equilibrio y marcha	<i>Berg Balance Scale</i>
	<i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i>
	Subescalas de equilibrio y marcha
	<i>Functional Ambulation Categories (FAC)</i> [155] <i>Hauser Ambulation Index (HAI)</i> [156]
Movilidad	<i>Clinical Outcome Variable Scale (COVS)</i> [157]
	<i>International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS)</i> [158]
	<i>Rivermead Mobility Index (RMI)</i> [159]
Posturografía	<i>modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance</i>
	<i>Limits of Stability</i>
	<i>Rhythmic Weight Shift</i>
	<i>Global-SVE</i>

Tabla 14. Escalas utilizadas en el estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.

Los datos recogidos consistieron en 210 valoraciones, que incluyeron la evaluación inicial de los 108 participantes, y las valoraciones de seguimiento de 63 de ellos a los seis meses ($186,3 \pm 49,2$ días) y de 39 participantes a los doce meses ($375,4 \pm 78,2$ días).

En cada valoración, cada participante fue clasificado según su puntuación en la BBS [160, 161]. El grupo I, con valores de BBS inferiores a 39, incluyó 23 valoraciones. El grupo II, con valores de BBS de 40 a 44, incluyó 24 valoraciones. El grupo III, con valores de BBS de 45 a 49, incluyó 32 valoraciones. El grupo IV, con valores de BBS de 50 a 54, incluyó 61 valoraciones. Finalmente, el grupo V, con valores de BBS superiores a 54, incluyó 70 valoraciones.

Análisis estadístico

Se utilizó estadística descriptiva para analizar los resultados clínicos y posturográficos en la muestra total y en los cinco grupos diferentes. Los efectos suelo y techo fueron calculados como el porcentaje de muestra que obtuvo las puntuaciones mínima y máxima en las escalas, respectivamente. Los efectos iguales o mayores a 20 % se consideraron significantes [162]. La fuerza de las relaciones entre el análisis posturográfico y los datos clínicos se examinaron usando el coeficiente de correlación de Spearman. La responsividad se evaluó a partir de los datos de los 63 participantes que fueron seguidos durante seis meses, usando medias de respuestas estandarizadas y el efecto tamaño estandarizado [163]. La media de respuestas estandarizadas se calculó como el cociente entre el cambio medio en las escalas y la desviación típica. Se usó el criterio de Cohen para evaluar el efecto tamaño, según el cual valores de 0,2 a 0,49 se consideran pequeños, valores de 0,5 a 0,8 moderado, y valores mayores a 0,8, elevados [164]. Se evaluó la fiabilidad test-retest a partir de los datos posturográficos de 20 participantes consecutivos que fueron valorados dos veces en

la misma semana (media de $5,0 \pm 2,9$ días, con un rango de dos a siete días). Se usaron dos índices estadísticos para evaluar la fiabilidad test-retest de las escalas de equilibrio. Por una parte, se realizaron test t de muestras pareadas para examinar cambios. Por otra parte, se usó el coeficiente de correlación intraclase para analizar la potencia de la fiabilidad. Valores iguales o superiores a 0,8 representan fiabilidad elevada, y valores de 0,6 a 0,8 representan fiabilidad moderada [163]. El valor de α fue 0,05 para todos los análisis.

Resultados

Análisis descriptivo

Los resultados de los datos clínicos y posturográficos se muestran en la Tabla 15 y en la Tabla 16, respectivamente.

Escala/Test	Grupo I (n=23)	Grupo II (n=24)	Grupo III (n=32)	Grupo IV (n=61)	Grupo V (n=70)
BBS	36,2±2,5	42,6±1,4	47,2±1,6	51,9±1,5	55,8±0,4
POMAb	11,2±2,5	13,8±1,6	14,6±1,3	15,5±0,9	15,7±1,2
POMAg	7,3±2,1	8,6±2,3	9,7±1,8	10,9±1,3	11,7±0,6
FAC (n)					
0-2 (Contacto manual)	10	2	1	1	0
3 (Supervisión verbal)	10	10	7	4	1
4-5 (Independencia)	3	12	24	56	69
HAI (n)					
7-10 (Silla de ruedas)	5	2	0	0	0
4-6 (Alguna ayuda)	16	10	14	5	0
0-3 (Sin ayuda)	2	12	18	56	70
COVS	66,9±9,5	71,3±7,4	75,9±6,9	84,2±5,7	88,6±4,8
ICARS	14,8±7,8	11,4±6,6	10,0±8,0	6,2±4,2	2,8±3,5
RMI	7,1±1,5	9,3±2,3	10,9±2,0	13,3±1,6	14,8±0,5

Tabla 15. Valores clínicos del estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV.

Test	Grupo I (n=23)	Grupo II (n=24)	Grupo III (n=32)	Grupo IV (n=61)	Grupo V (n=70)
Global-SVE (%)	63,1±8,2	75,7±6,7	78,7±7,0	85,6±7,2	92,4±4,2
mCTSIB (%)					
REO	93,3±6,9	97,6±2,5	98,1±3,3	98,6±1,9	98,9±2,1
REC	88,0±9,8	93,1±6,3	94,2±5,9	96,7±3,7	97,4±3,5
RFEO	57,0±47,0	96,0±4,5	96,4±5,6	97,1±4,2	98,3±3,3
RFEC	-	16,7±38,1	30,0±45,1	57,7±46,0	88,2±23,4
LOS (%)	72,1±10,0	76,5±12,6	80,6±8,8	85,5±6,8	89,4±5,7
RWS (%)					
Eje ML	78,7±12,3	87,2±10,8	86,4±11,8	90,7±9,7	94,6±8,8
Eje AP	78,0±15,0	86,9±12,9	84,9±14,3	87,2±11,7	91,7±8,1

Tabla 16. Valores posturográficos del estudio de validación de la plataforma NedSVE/IBV. Resultados expresados como porcentaje de la normalidad.

No se detectó ningún efecto techo cuando se analizaron los datos posturográficos, si bien las puntuaciones en las medidas clínicas reflejaron valores cercanos al máximo, especialmente en la POMAb (41,6 %), POMAg (53,0 %), FAC (38,3 %) y RMI (34,1 %). La HAI y la BBS también exhibieron un efecto techo con el 28,5 % y el 27 % de participantes. Sólo la COVS mostró un efecto techo por debajo del porcentaje considerado como significativo (16,8 %). Respecto al efecto suelo, el análisis intergrupar mostró que ninguno de los 23 participantes del grupo I fueron capaces de llevar a cabo la prueba RFEC. Nueve de ellos fallaron en la RFEO, dos de los cuales obtuvieron el valor mínimo para ser incluidos en el estudio y los siete restantes presentaban un componente atáxico. Considerando el umbral del 95 %, 11 participantes (47,8 %) puntuaron por debajo de la normalidad en la REO, 17 participantes (73,9 %) puntuaron por debajo en la REC y 16 (69,6 %) en la RFEO (Figura 11).

Un patrón similar persistió en los participantes del grupo II y III, con un total de 20 participantes (83,3 %) y 22 participantes (68,8 %), respectivamente, que no pudieron llevar a cabo el RFEC. Un participante (4,2 %) del grupo II y tres participantes (9,4 %) del grupo III puntuaron por debajo del 95 % en la REO. Estos porcentajes aumentaron hasta el 37,5 % en el grupo II y el 25 % en el grupo III en la RFEO, y hasta el 50 % y el 37,5 % en la REC, respectivamente (Figura 11). El porcentaje de participantes incapaces de llevar a cabo la RFEC disminuyó hasta el 37,7 % y el 5,7 % en los grupos IV y V, respectivamente. El 44,3 % de los participantes del grupo V alcanzaron la puntuación máxima de 100 % en la RFEC. Todos los participantes de estos grupos puntuaron por encima del 95 % en la REO. Un total de 12 sujetos del grupo IV (19,7 %) y 13 del grupo V (18,6 %) mostraron valores anormales en la REC. Un total de 11 sujetos del grupo IV (18 %) y seis del grupo V (8,6 %) mostraron anomalías en la RFEO (Figura 11).

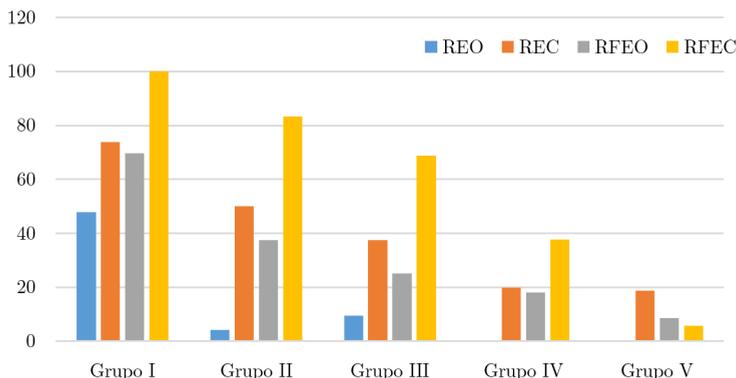


Figura 11. Porcentaje de participantes mostrando valores anormales en el test mCTSIB.

El análisis de los resultados en los test LOS y RWS mostró resultados crecientes del grupo I al V. Los resultados medios en el test LOS fueron deficientes en el grupo I, II y III, mostraron valores límites en los grupos II y III, y presentaron valores normales en el grupo IV y V. La estrategia AP tendió a estar ligeramente más afectada en todos los grupos (Figura 12).

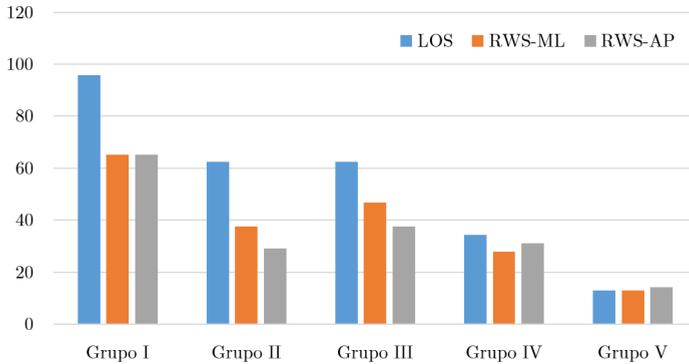


Figura 12. Porcentaje de participantes mostrando valores anormales en los test LOS y RWS.

Validez convergente

La Tabla 17 muestra la matriz de correlaciones entre las escalas clínicas y las pruebas posturográficas. El resultado global proporcionado por el sistema NedSVE/IBV mostró una fuerte correlación no sólo con escalas clínicas tales como la BBS ($r=0,83$, $p<0,01$), sino también con otras escalas de movilidad global, como la HAI ($r=0,72$, $p<0,01$) o la RMI ($r=0,7$, $p<0,01$), reflejando la importancia del equilibrio en la movilidad funcional global. La intensidad de la correlación fue menor cuanto más específicas fueron las pruebas posturográficas, como los test LOS y RWS. Sin embargo, la correlación fue significativa en todos los casos.

	Global-SVE	LOS	RWS-ML	RWS-AP
BBS	0,83**	0,61**	0,45**	0,33**
HAI	-0,72**	-0,51**	-0,39**	-0,29**
RMI	0,70**	0,44**	0,33**	0,24**
POMAb	0,67**	0,54**	0,50**	0,41**
POMAg	0,64**	0,45**	0,31**	0,23**
FAC	0,64**	0,51**	0,33**	0,22**
ICARS	-0,61**	-0,42**	-0,41**	-0,35**
COVS	0,60**	0,43**	0,28**	0,15**

Tabla 17. Correlación entre escalas clínicas y pruebas posturográficas. **: $p<0,001$.

En relación a la etiología, los valores de correlación mostraron pequeñas diferencias entre los dos grupos principales de la muestra ($r=0,82$, $p<0,01$, para BBS y Global-SVE en sujetos que habían sufrido un ictus, y $r=0,86$, $p<0,01$ en sujetos que habían sufrido un traumatismo).

Responsividad

El análisis de los datos posturográficos mostró que los resultados globales fueron más sensibles a detectar cambios a lo largo del tiempo (efecto tamaño=0,7, respuesta media=0,1) comparados con medidas posturográficas más específicas, o con aquellos índices posturográficos con valores cercanos al máximo en la línea base (Tabla 18).

	Cambio medio	Efecto tamaño estandarizado	Respuesta media estandarizada
Global-SVE	8,5±8,2	0,7	1,0
mCTSIB			
REO	2,1±4,7	0,4	0,4
REC	4,1±6,0	0,5	0,7
RFEO	5,3±16,9	0,2	0,3
RFEC	20,8±37,7	0,4	0,5
LOS	8,1±7,9	0,7	1,0
RWS			
Eje ML	7,6±11,5	0,6	0,7
Eje AP	5,4±11,0	0,4	0,5
BBS	5,7±6,0	0,8	0,9
RMI	2,2±2,6	0,7	0,8
COVS	8,2±9,4	0,8	0,9
ICARS	4,0±5,5	0,6	0,7
POMAb	1,4±2,1	0,6	0,7
POMAg	1,4±1,6	0,7	0,9

Tabla 18. Correlación entre escalas clínicas y pruebas posturográficas.

Reproducibilidad

Los valores posturográficos mostraron una excelente reproducibilidad, con valores de fiabilidad test-retest por encima de 0,8 en todas las pruebas (Tabla 19). Cuando se analizaron los datos posturográficos de los veinte sujetos consecutivos que fueron valorados dos veces en la misma semana, ninguna medida mostró diferencias significativas entre las valoraciones. En este estudio no se analizó la fiabilidad interevaluador.

	Primera valoración	Segunda valoración	Pearson	ICC (95 % CI)
Global-SVE	82,0±12,7	82,7±12,3	1,0**	0,99** (0,98-1,00)
mCTSIB				
REO	98,2±3,1	98,3±3,0	0,9**	0,93** (0,83-0,97)
REC	95,8±5,2	96,0±4,9	0,9*	0,96** (0,90-0,98)
RFEO	92,8±22,1	92,8±22,2	0,9**	0,99** (0,99-1,00)
RFEC	57,0±48,2	56,6±47,9	1,0**	0,99** (0,98-1,00)
LOS	82,3±10,2	83,5±10,1	1,0**	0,96** (0,90-0,98)
RWS				
Eje ML	91,1±9,0	92,1±8,6	1,0**	0,77** (0,43-0,90)
Eje AP	88,7±9,2	89,5±8,8	1,0**	0,90** (0,75-0,96)

Tabla 19. Fiabilidad test-retest de las pruebas posturográficas. CI: intervalo de confianza; *: p<0,05; **: p<0,01.

Discusión

Los resultados del estudio confirman la gran prevalencia de complicaciones relacionadas con el equilibrio en sujetos que han sufrido una lesión cerebral [22, 23, 165-170]. Pese a que el sistema NedSVE/IBV ha sido usado previamente en sujetos sanos e individuos con patología vestibular, éste es el primer estudio en investigar la validez clínica del sistema en población con DCA [135, 171, 172]. Un alto porcentaje de la muestra presentaba problemas de equilibrio, pese a que algunos participantes habían alcanzado la máxima valoración en algunas escalas comúnmente utilizadas en la práctica clínica. De acuerdo a los datos posturográficos, los participantes mostraron límites de estabilidad reducidos (principalmente en el lado parético del cuerpo), evidenciaron anomalías en las estrategias de movimiento, presentaron una excesiva confianza en el canal visual y exhibieron un comportamiento peor bajo condiciones de información somatosensorial alterada y privación visual, sugiriendo un déficit en el manejo de la información vestibular. Este perfil pareció repetirse, con distinta intensidad, en todos los individuos con DCA. Las diferencias en intensidad estuvieron directamente relacionadas con el grado de disfunción de equilibrio detectado con medidas clínicas.

Los resultados de este estudio respaldan los obtenidos en estudios previos con muestras más pequeñas de población con DCA que presentaron problemas de equilibrio más moderados y que fueron valorados en momentos específicos a lo largo del proceso rehabilitador [23, 169, 173-175].

Una mala organización sensorial, con excesivo peso del sistema visual, y el consiguiente mal control del equilibrio, se ha reportado repetidamente en fases tanto agudas como crónicas tras un ictus [23, 167]. Estudios transversales han mostrado que individuos con ictus muestran una integración visuo-vestibular alterada principalmente en etapas agudas y subagudas [176]. Al analizar los datos prospectivamente, parece que la rehabilitación del equilibrio tras un primer accidente se caracteriza por una reducción del balanceo postural y la inestabilidad, así como por una reducción de la dependencia visual, particularmente en relación con el plano frontal [174].

Los resultados del estudio, incluyendo los datos posturográficos consecutivos de sujetos con distintos niveles de afectación, complementan la investigación previa sobre los cambios posturográficos a lo largo del tiempo. Los datos confirman los déficits en la gestión de las aferencias vestibulares y la clara dominancia de las aferencias visuales a lo largo del proceso rehabilitador [23, 167, 174, 175]. Esto también sugiere que, independientemente de la intensidad de la disfunción del equilibrio, existe un mecanismo común de organización sensorial en todos los individuos con DCA [22, 137]. Los participantes también mostraron una clara

reducción de sus límites de estabilidad, especialmente en el lado afectado, alcanzando sólo valores cercanos a la normalidad en aquellos sujetos con puntuaciones mayores de 45 en la BBS. Esta reducción característica en el lado parético también ha sido descrita en otros estudios previos [177]. Adicionalmente, como se ha reportado previamente, nuestra muestra también mostró una reducción general en las respuestas motoras de las correcciones posturales que se activan rápidamente para prevenir caídas. Como se ha descrito previamente (sección 1.1.2), estas estrategias se usan generalmente para mantener el tronco en posición vertical durante pequeñas perturbaciones mientras se permanece erguido (estrategia de tobillo) o para movimientos mayores y más rápidos del CDM (estrategia de cadera). Los déficits en la organización sensorial pueden ser parcialmente responsables de estas dificultades, ya que la pérdida somatosensorial puede producir un uso excesivo de la estrategia de cadera, mientras que la pérdida vestibular puede producir un patrón normal de la estrategia de tobillo, pero un uso disminuido de la estrategia de cadera [178]. De acuerdo con nuestros resultados, existe evidencia de que los sujetos con ictus usan predominantemente la estrategia de cadera (RWS-ML) para mantener la misma base de soporte, lo cual está considerado comúnmente como una mala práctica [179].

Los resultados pueden tener implicaciones importantes para el futuro diseño y la valoración de intervenciones en individuos con DCA. Así, los programas de rehabilitación del control postural para esta población deberían tener en cuenta los posibles déficits de organización sensorial e incluir ejercicios bajo condiciones de privación y conflicto sensorial. Adicionalmente, la rehabilitación postural bajo estas condiciones puede ser capaz de redirigir los esfuerzos de los individuos y reorientar sus respuestas posturales de la cadera a estrategias más efectivas involucrando los tobillos, considerando especialmente que aumentar el control de la distribución rítmica del peso se asocia con menor riesgo de caídas [179]. Finalmente, la mejoría en la simetría de la distribución del peso se considera un objetivo terapéutico primordial, puesto que se ha asociado con una mejor y más segura ejecución durante la marcha y tiene una influencia relevante en la independencia funcional [22, 168, 180].

En relación con otras propiedades psicométricas, un estudio previo usando el sistema NedSVE/IBV en una muestra de 14 sujetos sanos y 16 individuos que referían complicaciones relacionadas con el equilibrio mostró una excelente validez y fiabilidad [171]. Los datos de este estudio extienden dichos resultados a la población con DCA y están en línea con estudios posturográficos previos que mostraron una correlación adecuada de datos posturográficos y medidas clínicas del equilibrio [181, 182]. Al mismo tiempo, algunas de las medidas del sistema parecen tener suficiente sensibilidad para detectar cambios a lo largo del tiempo, lo cual puede convertir este sistema en una herramienta útil para monitorizar el progreso.

Algunas limitaciones del estudio deben tenerse en cuenta. Primero, mientras que la mayoría de los estudios previos consideraron la etiología o la cronicidad como criterio de inclusión, los datos aquí presentados están basados en el nivel de equilibrio en la admisión. Segundo, pese a que la muestra general parece mostrar resultados posturográficos similares, no se deberían descartar diferencias individuales que pudieran reflejar mecanismos fisiopatológicos diferentes resultantes de la etiología causante del daño cerebral. Además, los datos son derivados del análisis transversal. Un número mayor de estudios longitudinales analizando el comportamiento de distintos subgrupos de la muestra podría ayudar a confirmar los resultados. Finalmente, el análisis sensorial y los datos relacionados con la distribución del peso deberían ser interpretados con cautela puesto que la valoración fue llevada a cabo en una plataforma fija y los datos de organización sensorial fueron extraídos del test mCTSIB, un estudio parcial del test de organización sensorial (sección 2.1.1.2.3). En este sentido, las cuatro condiciones del test mCTSIB han demostrado reflejar de manera razonable las múltiples condiciones de este test con la ventaja añadida de mayor simplicidad [183]. Además, estudios previos han demostrado la utilidad del test mCTSIB, especialmente con superficie no rígida, como una medida de disfunción vestibular [183, 184].

Los datos presentados en este estudio sugieren que pese a la intensidad de la inestabilidad postural existe un mecanismo común de organización sensorial para mantener el equilibrio tras un DCA. Los resultados demuestran la validez del sistema NedSVE/IBV para detectar y cuantificar la inestabilidad postural en población con DCA. Las medidas cuantitativas de la posturografía parecen proporcionar información incluso sobre sutiles disfunciones del equilibrio con una excelente fiabilidad. Por lo tanto, es posible usar este sistema en los estudios del presente trabajo para monitorizar cambios a lo largo del tiempo y/o valorar la efectividad de las intervenciones evitando el efecto techo de las escalas clínicas convencionales.

2.2. Sistemas de tracking

En el presente trabajo se utilizaron tres sistemas de *tracking* distintos para interaccionar con EV del ejercicio de rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de la estrategia podal. Concretamente se utilizaron un sistema de *tracking* óptico, un sistema de *tracking* electromagnético y un sistema de *tracking* de esqueleto (basado en tecnología óptica). Los tres sistemas se describen detalladamente a continuación.

2.2.1. Descripción

La posición de un objeto está perfectamente determinada por seis parámetros (tres ángulos y tres distancias) o grados de libertad. Estos seis parámetros definen la matriz de transformación geométrica entre la referencia del entorno y la referencia del objeto en cuestión (Figura 13). Esta transformación está compuesta de una traslación y una rotación, donde los parámetros de traslación identifican la posición espacial del objeto en un entorno tridimensional (\hat{x} , \hat{y} , \hat{z} en coordenadas cartesianas) y los parámetros de rotación identifican la orientación del objeto en dicho entorno (ángulos de Euler: *yaw* o $\hat{\psi}$, *pitch* o $\hat{\theta}$ y *roll* o $\hat{\phi}$).

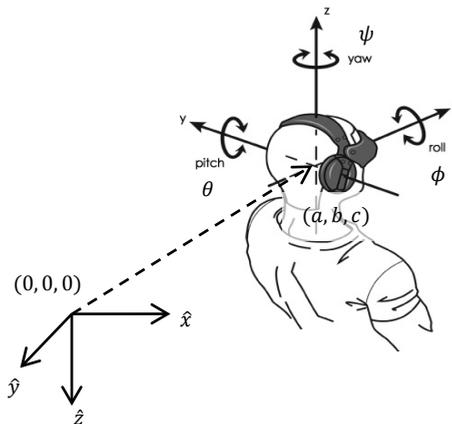


Figura 13. Parámetros de la localización espacial.

Los sistemas de *tracking* o seguimiento son dispositivos que se utilizan en sistemas de RV para localizar la posición de un objeto en el mundo real y transferirla al mundo virtual. Los sistemas de *tracking* pueden clasificarse según el principio físico en el que se basan (electromagnéticos, ópticos, inerciales, acústicos, etc.), el cual determina sus características y proporciona ciertas ventajas e inconvenientes dependiendo del espacio donde trabajen.

La definición estricta de sistemas de *tracking* hace referencia a la capacidad de definir los seis grados de libertad nombrados [185]. Sin embargo, en el caso particular de los ejercicios desarrollados, sólo fueron necesarios tres grados de libertad, correspondientes a la traslación. Pese a ello, se utilizará el término sistema de *tracking* para hacer referencia a todas las soluciones usadas. A continuación se definen las soluciones de *tracking* implementadas en este trabajo.

2.2.1.1. Sistema de tracking óptico

Para desarrollar el sistema de *tracking* óptico se utilizaron cámaras de la compañía NaturalPoint®, concretamente de la línea OptiTrack™ (NaturalPoint®, Corvallis) (Figura 14). Las cámaras OptiTrack™ emiten un haz de luz infrarroja (IR) mediante un *array* circular de diodos, y capturan la luz IR reflejada en la escena mediante un sensor situado en el centro del *array*. El funcionamiento de este sistema de *tracking* consiste en la localización de elementos, generalmente esferas, que reflejan esa luz. Las esferas son elementos ampliamente usados en los sistemas de *tracking* ópticos debido a que su forma geométrica es invariante a rotaciones. La observación de un elemento por una única cámara sólo permite estimar su posición 2D en el espacio de dicha cámara. Para estimar la posición tridimensional de un elemento dentro de un entorno son necesarias, al menos, dos cámaras. Dicha posición se estima mediante fotogrametría.



Figura 14. Cámara NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2.

2.2.1.1.1. Funcionamiento

La fotogrametría utiliza múltiples cámaras (puntos de vista) para determinar la localización tridimensional de un objeto presente en una escena. El caso más simple radica, de manera homóloga al sistema visual humano, en utilizar dos cámaras separadas una distancia determinada. El objeto a localizar debe estar presente en la intersección de la proyección de los campos de visión de las cámaras y tener visión directa en ambas. La proyección de dicho objeto en ambas cámaras produce una disparidad en su localización, de la cual puede extraerse la información de

profundidad. El cálculo de las coordenadas 3D de un punto a partir de las imágenes captadas por dos cámaras, tal y como se ha llevado a cabo en este trabajo, se explica a continuación.

Para identificar los puntos anatómicos de interés (articulación tibiotalar) se usaron esferas de material reflectante a la luz IR (Figura 15.a). Esta característica provoca que estos marcadores presenten niveles de gris muy elevados cuando son capturados por una cámara, lo cual facilita su detección por umbralización. Sin embargo, este proceso puede dar lugar a otros elementos como brillo o ruido (falsos positivos), que deben ser convenientemente filtrados (Figura 15.b). Un *blob*, término acrónimo de las siglas *binary large object*, se define como cualquier conjunto conexo de píxeles activos visibles en una imagen umbralizada (Figura 15.c). Los *blobs* pueden constituir, por tanto, la representación de un marcador, o por el contrario, brillos o ruido. Por ello, es necesario distinguir aquellos *blobs* que representan marcadores del resto. Los marcadores se definen, en esencia, como aquellos *blobs* que cumplen unas determinadas restricciones geométricas de tamaño y forma.

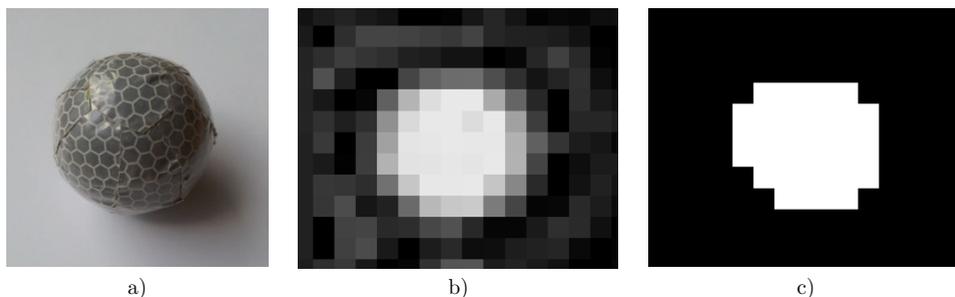


Figura 15. Procesado digital de los marcadores: a) marcador utilizado para el sistema de *tracking* óptico; b) representación del marcador en la imagen captura en la cámara IR; c) representación umbralizada del marcador capturado

En la implementación de *tracking* óptico de este trabajo, para filtrar el posible ruido existente se calculó la apertura morfológica de la imagen capturada, que es la combinación de una erosión seguida de una dilatación. La apertura elimina aquellos *blobs* en los que no cabe el elemento estructurante.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (2.9)$$

, donde A es la imagen capturada por la cámara tras su umbralización y B el elemento estructurante, es decir, la imagen binaria que representa la ventana de análisis en cada píxel. El elemento estructurante determina, con su forma y tamaño, el efecto del filtro en cuestión. La erosión binaria puede definirse como el conjunto de todos los elementos (píxeles) x de la imagen para los cuales B trasladado por x está contenido en la imagen A . Analíticamente,

$$A \ominus B = \{x | B_x \subseteq A\} \quad (2.10)$$

Asimismo, la dilatación se define como

$$A \oplus B = \{x | (\hat{B})_x \cap A \neq \emptyset\} \quad (2.11)$$

, donde \hat{B} representa la transposición del elemento estructurante B . En el sistema de *tracking* desarrollado, la geometría de los *blobs* resultantes es analizada para identificar los marcadores. Concretamente se evalúa el tamaño y la excentricidad de los mismos, de manera que un *blob* se considera marcador si tiene un tamaño comprendido dentro de un intervalo de valores coherentes con el tamaño del marcador en el espacio tridimensional esperado y si su aspecto es esférico. El tamaño de un *blob* se define como la suma de los píxeles que lo conforman. Su excentricidad se calcula como $e = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}}$, $0 \leq e \leq 1$, donde a representa el semieje mayor del *blob* y b el semieje menor. Por lo tanto, los *blobs* que representan a los marcadores presentan valores de excentricidad cercanos a la unidad.

Una vez filtrada la imagen de falsos positivos, es posible definir un punto característico de los marcadores mediante su centroide. El centroide de un *blob* no es más que su centro de masas. Analíticamente,

$$\vec{R} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \vec{r}_i \quad (2.12)$$

, donde n es el número de píxeles que forman el *blob* y \vec{r}_i la posición de cada uno de ellos.

En resumen, dado un marcador en el espacio tridimensional se deducen los puntos p y p' (los centro de masas de los *blobs* capturados) que lo identifican en cada una de las cámaras C y C' (Figura 16). Como se ha comentado anteriormente, para restablecer la posición 3D es necesario conocer la disparidad de ambos puntos, para lo cual es necesario establecer la correspondencia entre ellos.

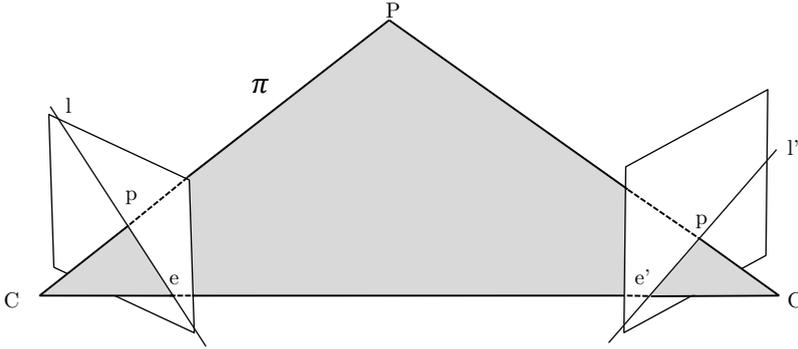


Figura 16. Representación gráfica de la geometría de dos vistas.

Para establecer esta correspondencia se recurrió a la geometría epipolar, que es la geometría proyectiva intrínseca entre dos vistas. La geometría epipolar es independiente de la escena. Únicamente depende de los parámetros internos de las cámaras y de la posición relativa entre ellas. La geometría epipolar se basa en las relaciones que se establecen entre las cámaras. El punto observado P y los ejes de las cámaras C y C' forman el plano π . La unión de los ejes de las cámaras define la línea base CC' , que interseca los planos imágenes de las cámaras en dos puntos e y e' que se denominan epipolos y son fijos para una distribución de las cámaras dada. El plano π interseca el plano imagen en la recta l' , denominada línea epipolar, a la cual pertenecen el epipolo y la proyección del punto.

La geometría epipolar se representa algebraicamente mediante la matriz fundamental F . Geométricamente, F representa un mapeo desde el plano proyectivo 2D de una imagen a la línea epipolar del plano proyectivo de otra imagen. Por tanto, representa un mapeo de un espacio bidimensional en un espacio proyectivo unidimensional, y en consecuencia, F tiene rango dos.

La matriz fundamental se define a partir de la definición de la línea epipolar [97].

$$l' = e' \times p' = [e']_{\times} p' = [e']_{\times} H_{\pi} p = Fp \quad (2.13)$$

, donde $[e']_{\times} = \begin{bmatrix} 0 & -e'_3 & e'_2 \\ e'_3 & 0 & -e'_1 \\ -e'_2 & e'_1 & 0 \end{bmatrix}$ y H_{π} es la homografía que relaciona un punto en

el plano imagen de la cámara C con su correspondiente en el plano imagen de la cámara C' . Por lo tanto, la matriz fundamental permite deducir, a partir de un punto en una imagen, la línea epipolar en la cual estará su correspondencia en la otra imagen. Es decir, no halla su correspondencia directamente, sino la línea epipolar que la contiene.

La matriz fundamental puede hallarse a partir de las restricciones geométricas especificadas. Así pues, p' debe pertenecer a la línea epipolar l' , por lo que debe cumplirse

$$(l')^T p' = 0 \quad (2.14)$$

Como l' es el resultado de una rotación de su homóloga l , tal que $l' = e' \times p' = R(e \times p)$, y p' puede expresarse como $p' = Rp + t$, de donde se deduce $e = -R^T t$, la anterior expresión queda

$$\begin{aligned} (R(e \times p))^T p' &= (R(e \times p))^T p' = (R((-R^T t) \times p))^T p' \\ &= (R[-R^T t]_{\times} p)^T p' = -p^T [-R^T t]_{\times}^T R^T p' = 0 \end{aligned} \quad (2.15)$$

La anterior expresión puede expresarse en función de las coordenadas de la imagen $p_k = Kp$ y $p_k' = K'p'$ donde K y K' son las matrices de calibración de las cámaras C y C' , respectivamente [97]

$$p_k = Kp \rightarrow \begin{pmatrix} p_{kx} \\ p_{ky} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & s & x_0 \\ 0 & \beta & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

, donde α y β representan los parámetros de rotación, x_0 e y_0 los parámetros de translación y s el factor de escalado. Sustituyendo en nuestra expresión

$$-p^T [-R^T t]_{\times}^T R^T p' = p^T K^{-T} [R^T t]_{\times}^T R^T K'^{-1} p' = 0 \quad (2.17)$$

O bien,

$$p'^T K'^{-T} R [R^T t]_{\times} K^{-1} p = 0 \quad (2.18)$$

, de donde se deduce $p'^T F p = 0$.

A partir de esta expresión, existen diversos algoritmos para deducir F a partir de un número determinado de puntos de cada imagen [186, 187].

Caso particular

Existe un caso particular que simplifica en gran medida los cálculos a realizar. Este caso se da cuando ambas cámaras están situadas a una determinada distancia entre sí, orientadas en el mismo plano, con su eje óptico paralelo (Figura 17).

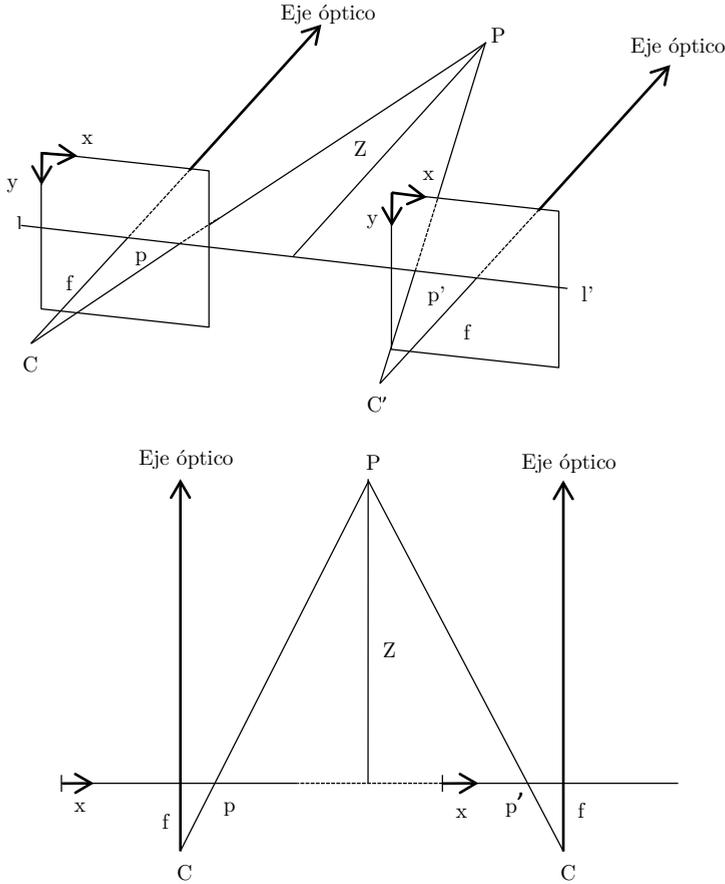


Figura 17. Configuración frontal paralela de dos cámaras estereó.

En este caso particular la línea epipolar de ambas imágenes coincide y forma una línea recta paralela al eje x . Así, la búsqueda de correspondencias entre puntos de ambas imágenes se limita a la búsqueda de correspondencias en dicha línea. Es decir, dado un punto p en una imagen, su punto correspondiente p' en la otra imagen tiene el mismo valor en el eje y , por lo que sólo hay que realizar una búsqueda de su correspondencia variando su posición en el eje x . Es decir, se consigue convertir la búsqueda de correspondencias en un problema unidimensional, aumentando la probabilidad de acierto y disminuyendo el tiempo de cómputo. Por el contrario, realizar este montaje en la práctica con la precisión requerida es harto complicado, por lo que se deben rectificar las imágenes. La rectificación de un par de imágenes estereó consiste en el cálculo de las transformaciones proyectivas a aplicar en ambas imágenes para alinear sus líneas epipolares. Existen distintos métodos para la rectificación de imágenes, como el método de Hartley [188] o Bouguet [189].

Tras la rectificación es posible aplicar las simplificaciones de la configuración frontal paralela y calcular la profundidad de un punto a partir de la disparidad de sus proyecciones en ambas imágenes. La disparidad se define como la diferencia de las proyecciones de un punto 3D en un eje determinado en los planos imágenes de ambas cámaras. Por ejemplo en el eje x se expresa como $d = p_x - p'_x$, donde p_x y p'_x son las coordenadas en el eje x referidas a los sistemas de coordenadas de la cámara izquierda y derecha respectivamente. Por lo tanto, por semejanza de triángulos, la profundidad de un punto $P = (x, y, z)$ puede calcularse como

$$z = f \frac{CC'}{d} \quad (2.19)$$

, donde f es la distancia focal de ambas cámaras. Las coordenadas x e y se pueden calcular a partir de la definición del modelo de cámara *pinhole* como

$$\begin{aligned} p_x &= f \frac{x}{z} \rightarrow x = p_x \frac{CC'}{d} \\ p_y &= f \frac{y}{z} \rightarrow y = p_y \frac{CC'}{d} \end{aligned} \quad (2.20)$$

Existen diversos algoritmos de búsqueda de correspondencias, como el de Konolige [190] o Birchfield [191], que se basan en distintas características de las imágenes. En nuestro caso, dado el número tan reducido de marcadores y las posiciones anatómicas que se representan, la correspondencia puede hacerse simplemente relacionando las posiciones del mismo marcador en ambas imágenes. Así pues, en el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal, en el que se requieren dos marcadores colocados en los tobillos, la correspondencia entre las imágenes de ambas cámaras puede hacerse relacionando el marcador izquierdo o derecho de una imagen con el izquierdo o derecho de la otra, puesto que ambos representan al pie derecho o izquierdo, respectivamente.

2.2.1.1.2. Características

Las características del sistema se muestran en la Tabla 20.

Característica	Valor
Dimensiones	
Cámara	7,5x4,5x3,7 cm
Marcador	4 cm de diámetro
Peso	
Cámara	119,1 g
Marcador	8 g
Frecuencia	100 Hz
Latencia	10 ms
Resolución	640x480
Campo de visión	
Horizontal	Lente por defecto (4,5 mm, F#1,6) 46°
Vertical	35°
Longitud de onda IR	850 nm
Conexión	Sin conexión
Requerimientos energéticos	
Cámara	5 V, 490 mA
Marcador	Pasivo
Coste de la configuración usada	880 € (se necesitan dos cámaras)

Tabla 20. Características de las cámaras NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2.

2.2.1.1.3. Consideraciones sobre su uso clínico

Iluminación ambiental

Como se ha comentado, el sistema de *tracking* de OptiTrack™ trabaja en el dominio óptico a longitudes de onda del IR. La radiación IR es una parte del espectro de luz no visible generado por el sol. En la práctica, esto puede provocar que la luz solar, aun indirecta, provoque reflejos en determinados objetos (principalmente en los objetos metálicos) a esta longitud de onda. Dichos reflejos pueden cumplir, en ocasiones, los requerimientos necesarios para ser considerados marcadores y provocar, por tanto, falsos positivos. Por ello, es necesario retirar o cubrir los objetos que provocan dichos reflejos del campo de visión de las cámaras o en caso de no ser posible, ocultar la fuente de luz que los origina. Esto puede provocar que, en la clínica, las entradas de luz natural deban ser bloqueadas o bien los elementos reflectantes deban ser cubiertos, lo cual es difícil de llevar a cabo. Además, este proceso es complicado, pues, como se ha comentado, dichos reflejos no son visibles de manera directa sino que debe comprobarse en la vista de la cámara.

Zonas de sombra

Dado que el sistema de *tracking* óptico se basa en la localización de determinados marcadores reflectantes, la oclusión de los mismos en una o en ambas cámaras impide que su posición pueda ser calculada. Cualquier objeto que se sitúe entre la cámara y los marcadores producirá una zona de sombra en cada una de las cámaras que impedirá que los objetos situados en dicha zona puedan ser capturados. En la

práctica, la necesidad de visión directa de los marcadores implica que cualquier ayuda o asistencia del movimiento deba realizarse teniendo esto en cuenta.

Distancia de funcionamiento

La configuración del sistema de *tracking* óptico utilizado en este trabajo empleó dos cámaras alineadas en el mismo plano con el fin de simplificar los cálculos (Figura 17). Sin embargo, esta configuración produce que la intersección de ambos campos de visión comience a una distancia de dicho plano mayor que en el caso general, en el que ambas cámaras se encuentran ligeramente orientadas entre sí (Figura 16). En la práctica, esto implica que los marcadores, y por tanto los usuarios, deban situarse más alejados del plano de las cámaras. Este hecho puede ser crítico en clínicas con limitaciones de espacio o cuando se requiere la interacción de individuos con déficits visuales severos que impidan la correcta visión de una pantalla, comúnmente situada en el plano de las cámaras en montajes de RV.

Colocación de los sensores

Como se ha comentado, es necesario fijar marcadores reflectantes en posiciones corporales concretas. En los estudios presentados en este trabajo, se usaron tiras de velcro a tal efecto. Los marcadores utilizados para este sistema de *tracking* fueron pasivos, por lo que no necesitaron alimentación.

2.2.1.2. Sistema de tracking electromagnético

Como sistema de *tracking* electromagnético se utilizó el sistema G4™ (Polhemus™, Colchester). El G4™ está compuesto, en esencia, por un emisor o fuente, unos receptores o sensores, un *hub* y un *dongle* de radiofrecuencia (RF) (Figura 18).



Figura 18. Sistema Polhemus™ G4™.

2.2.1.2.1. Funcionamiento

De manera simplificada el emisor crea un campo electromagnético y los sensores estiman los valores de dicho campo. Para poder enviar esta información de manera

inalámbrica, los sensores están conectados a un *hub* que los alimenta y que envía los datos mediante un enlace de RF al *dongle*, conectado al ordenador. La fuente está compuesta por tres bobinas que generan un campo electromagnético que se propaga en todas las direcciones. De la misma manera, los sensores constan de tres bobinas capaces de detectar el campo inducido en cada una de las tres direcciones espaciales que definen.

Dada una bobina formada por N espiras de área A que es alimentada por una corriente alterna $i(t)$ de amplitud máxima I y pulsación ω , $i(t) = Ie^{-i\omega t}$, para un punto alejado de la bobina una distancia ρ , la intensidad de campo magnético H puede caracterizarse por

$$\begin{aligned} H_\rho &= \frac{M}{2\pi\rho^3} \cos \xi \\ H_t &= \frac{M}{4\pi\rho^3} \sin \xi \end{aligned} \quad (2.21)$$

, donde $M = NIA$ es el momento magnético de la bobina, siempre que ρ sea mayor que cuatro veces el radio de la espira (Figura 19).

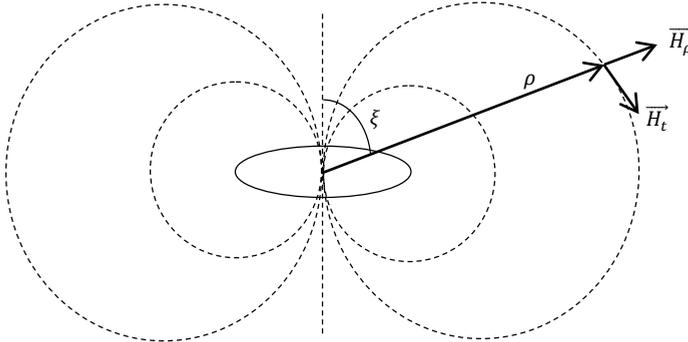


Figura 19. Campo generado por una bobina electromagnética.

La intensidad y la dirección de este campo se determina en los sensores mediante tres bobinas orientadas ortogonalmente entre ellas, cada una de las cuales estima las corrientes en función de r y θ .

Estimación de la posición y orientación

Como se ha comentado anteriormente, para localizar un elemento es necesario conocer tanto su posición (\hat{x} , \hat{y} , \hat{z}) como su orientación ($\hat{\psi}$, $\hat{\theta}$, $\hat{\phi}$), si bien, para el funcionamiento de los ejercicios sólo se tuvo en cuenta la posición. A continuación se define el funcionamiento detallado del sistema de *tracking* magnético G4™ para el caso de una fuente y un sensor.

Cuando fuente y sensor se encuentran perfectamente alineados (Figura 20) en el eje y y z el acoplamiento se debe a las componentes exclusivamente tangenciales, por lo que la amplitud difiere $-\frac{1}{2}$. En el eje x , sin embargo, el acoplamiento se debe a la componente radial.

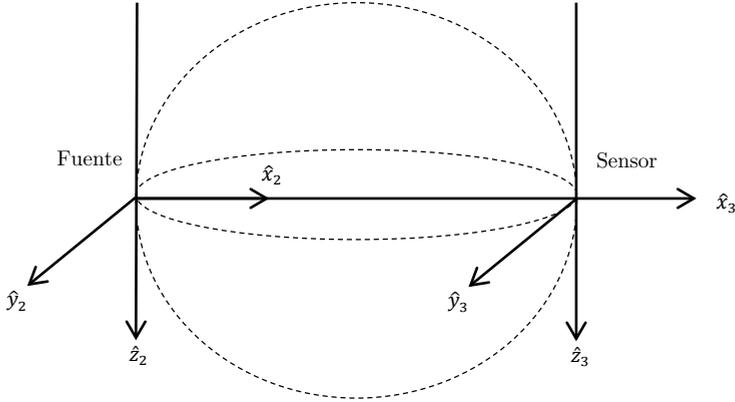


Figura 20. Acoplamiento ideal de fuente y sensor electromagnético.

En esta condición, las corrientes inducidas en el sensor se definen como

$$\vec{f}_3 = \frac{NAG}{2\pi\rho^3} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{2} & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{2} \end{bmatrix} \vec{f}_2 = \frac{C}{\rho^3} S \vec{f}_2 \quad (2.22)$$

, donde G es la ganancia del sensor.

Sin embargo, en una posición genérica del sensor donde no hay acoplamiento ideal, se deben tener en cuenta las variaciones en la orientación del sensor (Figura 21). A continuación se muestra el cálculo de la posición y la orientación para el caso general. Para este caso se supone una fuente situada en el origen de coordenadas orientada según estos ejes y cuyas bobinas son excitadas por las corrientes de un vector \vec{f}_1 . El campo magnético provocado por dicha fuente induce corrientes \vec{f}_5 que excitan las bobinas de un sensor situado en una posición genérica a una distancia $\rho \ll \frac{\lambda}{2\pi}$, donde λ es la longitud de onda del campo, de manera que el sensor puede considerarse una posición puntual [192].

La posición del sensor se define, en adelante, en coordenadas polares $(\hat{\rho}, \hat{\alpha}, \hat{\beta})$.

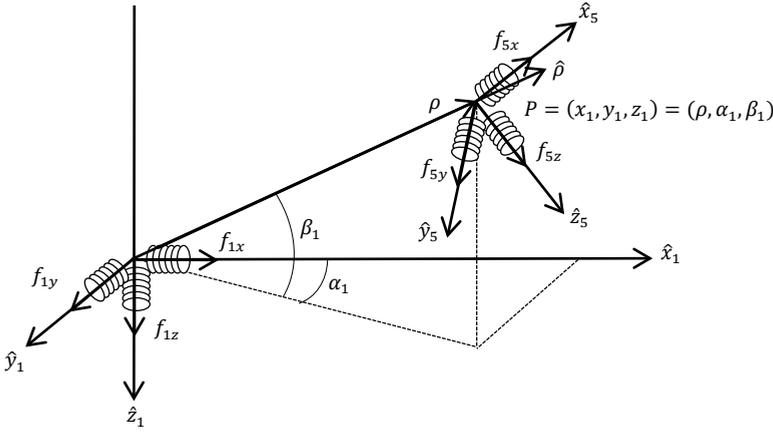


Figura 21. Sensor del sistema G4™ excitado por la presencia de la fuente electromagnética.

La fuente original excitada por \vec{f}_1 equivale a una fuente en el origen de coordenadas alineada en sentido $\hat{\rho}$ que es excitada por otra corriente \vec{f}_2 , que puede definirse en función de \vec{f}_1 como

$$\vec{f}_2 = T_{\beta_1} T_{\alpha_1} \vec{f}_1 \quad (2.23)$$

, donde $T_{\beta_1} = \begin{bmatrix} \cos \beta_1 & 0 & -\sin \beta_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta_1 & 0 & \cos \beta_1 \end{bmatrix}$ y $T_{\alpha_1} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_1 & \sin \alpha_1 & 0 \\ -\sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ representan las matrices de rotación de los ángulos β_1 y α_1 , que rotan \vec{f}_1 en sentido $\hat{\rho}$.

Esta orientación produce un acoplamiento ideal entre la fuente equivalente excitada por \vec{f}_2 y un sensor situado en las coordenadas del sensor original con la misma orientación y excitado por una corriente \vec{f}_3 . La excitación \vec{f}_3 puede definirse, tal y como se ha visto anteriormente, como

$$\vec{f}_3 = \frac{C}{\rho^3} S \vec{f}_2 = \frac{C}{\rho^3} S T_{\beta_1} T_{\alpha_1} \vec{f}_1 \quad (2.24)$$

El sensor excitado por \vec{f}_3 equivale a un sensor con orientación nula (la misma que la fuente original) que es excitado por una corriente \vec{f}_4 tal que

$$\vec{f}_4 = \frac{C}{\rho^3} T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1} S T_{\beta_1} T_{\alpha_1} \vec{f}_1 = \frac{C}{\rho^3} Q \vec{f}_1 \quad (2.25)$$

De la misma manera, la excitación en el sensor original se puede definir a partir de una rotación de \vec{f}_4 como

$$\vec{f}_5 = T_{\phi_1} T_{\theta_1} T_{\psi_1} \vec{f}_4 = A \vec{f}_4 = \frac{C}{\rho^3} A Q \vec{f}_1 \quad (2.26)$$

Así pues, se obtiene la excitación \vec{f}_5 del sensor que es inducida por el campo magnético generado a partir de la excitación de la fuente por una corriente \vec{f}_1 . Dicha excitación \vec{f}_5 es función de los parámetros de posición $(\rho, \alpha_1, \beta_1)$ y orientación $(\psi_1, \theta_1, \phi_1)$ del sensor. Como se conocen los valores de las componentes de \vec{f}_1 y \vec{f}_5 en la fuente y sensor, respectivamente, es decir, como se conocen los valores de las corrientes que excitan cada una de las bobinas de la fuente y el sensor, se tienen seis ecuaciones con seis incógnitas que permiten resolver el sistema. Sin embargo, dicho sistema está constituido por ecuaciones no lineales de difícil solución. La resolución del mismo puede simplificarse considerando que la posición y orientación del sensor pueden calcularse como la posición y orientación detectadas en un instante anterior, más una pequeña variación en dichos valores. Estas pequeñas variaciones pueden linealizarse simplificando enormemente el cálculo de los parámetros.

Los valores de los parámetros actuales de posición pueden calcularse por tanto como

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= \alpha'_1 + \Delta\alpha_1 \\ \beta_1 &= \beta'_1 + \Delta\beta_1 \end{aligned} \quad (2.27)$$

, donde ' representa la estimación anterior de la variable denotada.

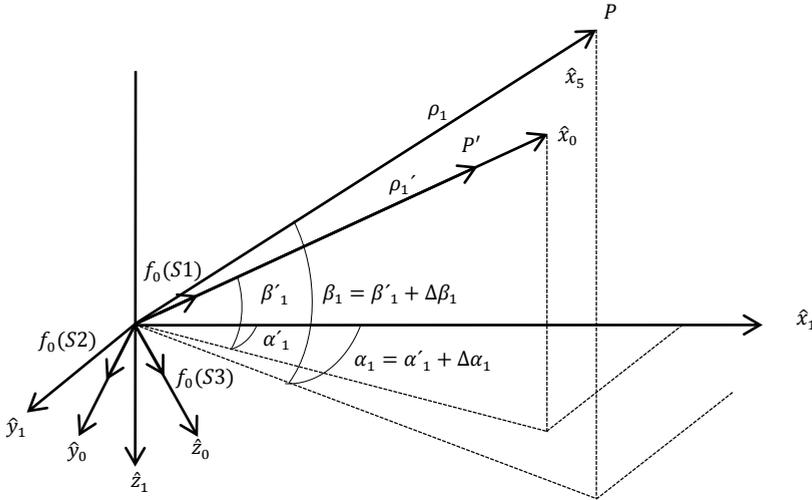


Figura 22. Expresión de los parámetros en función de su estimación previa.

Es posible considerar una nueva fuente equivalente orientada hacia la posición previa y excitada por el vector f_0 (Figura 22), tal que

$$\vec{f}_1 = T_{-\alpha'_1} T_{-\beta'_1} \vec{f}_0 \quad (2.28)$$

y un sensor equivalente igualmente orientado que es excitado por

$$\vec{f}_7 = T_{\beta'_1} T_{\alpha'_1} A'^{-1} \vec{f}_5 \quad (2.29)$$

Teniendo esto en cuenta, \vec{f}_5 puede expresarse en función de esta nueva excitación como

$$\begin{aligned} \vec{f}_5 &= \frac{C}{\rho^3} A Q \vec{f}_1 = \frac{C}{\rho^3} A T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1} S T_{\beta_1} T_{\alpha_1} \vec{f}_1 \\ &= \frac{C}{\rho^3} A T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1} S (T_{\beta_1} T_{\alpha_1} T_{-\alpha'_1} T_{-\beta'_1}) \vec{f}_0 \\ &= \frac{C}{\rho^3} A T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1} S \Delta P \vec{f}_0 \end{aligned} \quad (2.30)$$

, donde, en ausencia de movimiento, se cumple que $\Delta P = I$. La matriz de cambio de posición puede deducirse como

$$\Delta P = T_{\beta_1} T_{\alpha_1} T_{-\alpha'_1} T_{-\beta'_1} = T_{\beta_1} T_{\alpha_1} T_{-\alpha_1} T_{\Delta\alpha_1} T_{-\beta_1} T_{\Delta\beta_1} = T_{\beta_1} T_{\Delta\alpha_1} T_{-\beta_1} T_{\Delta\beta_1} \quad (2.31)$$

Sin embargo, estas matrices representan cambios muy grandes, puesto que dichos cambios están referenciados a la fuente original. En cambio, si se referencian las rotaciones respecto de la fuente equivalente orientada hacia la última posición, dicha rotación será pequeña. Por ello, se define ΔP como

$$\begin{aligned} \Delta P &= [T_{\beta_1} T_{\alpha_1}] T_{-\alpha'_1} T_{-\beta'_1} \cong [(T_{\Delta\gamma_0} T_{\Delta\beta_0} T_{\Delta\alpha_0}) T_{\beta_1} T_{\alpha_1}] T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1} \\ &= T_{\Delta\gamma_0} T_{\Delta\beta_0} T_{\Delta\alpha_0} = \begin{bmatrix} 1 & \Delta\alpha_0 & -\Delta\beta_0 \\ -\Delta\alpha_0 & 1 & \Delta\gamma_0 \\ \Delta\beta_0 & -\Delta\alpha_0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.32)$$

, donde γ_0 no es una variable independiente y sus efectos se cancelan, pero su inclusión permite el desalineamiento de los ejes cuando dos rotaciones dan lugar a la misma posición. Esta transformación reduce las transformaciones de ΔP de grandes ángulos a pequeños. La expresión del sensor equivalente \vec{f}_7 en función de la excitación de la fuente equivalente \vec{f}_0 queda

$$\vec{f}_7 = T_{\beta'_1} T_{\alpha'_1} A'^{-1} \vec{f}_5 = \frac{C}{\rho^3} (T_{\beta'_1} T_{\alpha'_1} A'^{-1}) (A T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1}) S \Delta P \vec{f}_0 \quad (2.33)$$

Estas transformaciones producen una matriz de rotación diferencial que en ausencia de errores de orientación puede reducirse a

$$(T_{\beta'_1} T_{\alpha'_1} A'^{-1}) (A T_{-\alpha_1} T_{-\beta_1}) \cong (A'^{-1} A) \Delta P^{-1} = \Delta A \Delta P^{-1} \quad (2.34)$$

$$, \text{ donde } \Delta A = \begin{bmatrix} 1 & \Delta\psi_0 & -\Delta\theta_0 \\ -\Delta\psi_0 & 1 & \Delta\phi_0 \\ \Delta\theta_0 & -\Delta\phi_0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Multiplicando ambos términos de la igualdad por $(A'T_{-\alpha'_1}T_{-\beta'_1})$ se llega a

$$(AT_{-\alpha_1}T_{-\beta_1}) \cong (A'T_{-\alpha'_1}T_{-\beta'_1})\Delta A\Delta P^{-1} \quad (2.35)$$

Y sustituyendo en la expresión de \vec{f}_7

$$\begin{aligned} \vec{f}_7 &= \frac{C}{\rho^3} (T_{\beta'_1}T_{\alpha'_1}A'^{-1})(A'T_{-\alpha'_1}T_{-\beta'_1})\Delta A\Delta P^{-1}S\Delta P\vec{f}_0 = \frac{C}{\rho^3}\Delta A\Delta P^{-1}S\Delta P\vec{f}_0 \\ &= \frac{C}{\rho^3}R\vec{f}_0 \end{aligned} \quad (2.36)$$

$$, \text{ donde } R = \begin{bmatrix} 1 & \frac{3}{2}\Delta\alpha_0 - \frac{1}{2}\Delta\psi_0 & -\frac{3}{2}\Delta\beta_0 + \frac{1}{2}\Delta\theta_0 \\ \frac{3}{2}\Delta\alpha_0 - \Delta\psi_0 & -\frac{1}{2} & -\frac{1}{2}\Delta\phi_0 \\ -\frac{3}{2}\Delta\beta_0 + \Delta\theta_0 & \frac{1}{2}\Delta\phi_0 & -\frac{1}{2} \end{bmatrix}.$$

Como puede verse la función de transferencia entre \vec{f}_7 y \vec{f}_0 es lineal frente a pequeños cambios en la posición y la orientación y el factor de *roll*, $\Delta\gamma_0$, se ha cancelado. Los vectores de excitación de \vec{f}_0 para cada una de las espiras se definen como

$$\vec{f}_0(S1) = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \vec{f}_0(S2) = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}, \vec{f}_0(S3) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.37)$$

A partir de la excitación \vec{f}_0 el sensor mide una excitación \vec{f}_7 tal que

$$\vec{f}_7(S1) = \frac{C}{\rho^3} \begin{bmatrix} 1 \\ \frac{3}{2}\Delta\alpha_0 - \Delta\psi_0 \\ -\frac{3}{2}\Delta\beta_0 + \Delta\theta_0 \end{bmatrix} \quad (2.38)$$

$$\vec{f}_7(S2) = \frac{C}{\rho^3} \begin{bmatrix} 1 \\ \frac{3}{2}\Delta\alpha_0 - \Delta\psi_0 \\ -\frac{3}{2}\Delta\beta_0 + \Delta\theta_0 \end{bmatrix} \quad (2.39)$$

$$\vec{f}_7(S3) = \frac{C}{\rho^3} \begin{bmatrix} -\frac{3}{2}\Delta\beta_0 + \frac{1}{2}\Delta\theta_0 \\ -\frac{1}{2}\Delta\phi_0 \\ -\frac{1}{2} \end{bmatrix} \quad (2.40)$$

La distancia es la primera incógnita a determinar a partir de los términos constantes de $\vec{f}_7(S1)$, $\vec{f}_7(S2)$ y $\vec{f}_7(S3)$.

$$\rho = \sqrt[3]{\frac{C}{f_{7x}(S1)}} = \sqrt[3]{-\frac{C}{2f_{7y}(S2)}} = \sqrt[3]{-\frac{C}{2f_{7z}(S3)}} \quad (2.41)$$

Finalmente, se calcula el factor $\frac{C}{\rho^3}$ y las cinco variaciones angulares se determinan a partir de una combinación lineal de las nueve ecuaciones de \vec{f}_7 .

$$\Delta\alpha_0 = \frac{2\rho^3}{3C} [2f_{7x}(S2) - f_{7y}(S1)] \quad (2.42)$$

$$\Delta\beta_0 = \frac{2\rho^3}{3C} [f_{7z}(S1) - 2f_{7y}(S3)] \quad (2.43)$$

$$\Delta\psi_0 = \frac{2\rho^3}{C} [f_{7x}(S2) - f_{7y}(S1)] \quad (2.44)$$

$$\Delta\theta_0 = \frac{2\rho^3}{C} [f_{7z}(S1) - f_{7x}(S3)] \quad (2.45)$$

$$\Delta\phi_0 = \frac{2\rho^3}{C} f_{7x}(S2) = -\frac{2\rho^3}{C} f_{7y}(S3) \quad (2.46)$$

2.2.1.2.2. Características

Las características del sistema de *tracking* Polhemus™ G4™ se muestran en la Tabla 21.

Característica	Valor
Dimensiones	
Fuente	10,2x10,2x10,2 cm
Hub	10,6x1,9x6,6 cm
Sensor	2,3x2,8x1,5 cm
Peso	
Fuente	725,7 g
Hub	114,0 g
Sensor	9,1 g (sin tener en cuenta el cable)
	43,1 g (teniendo en cuenta el cable)
Frecuencia	120 Hz (cada sensor)
Latencia	10 ms (en óptimas condiciones de recepción de la señal RF)
Conexión	
Sensor-Hub	Cable
Hub-Fuente	Enlace propietario de RF a 2,4 GHz con arquitectura <i>frequency hopping</i> .
Requerimientos energéticos	
Fuente	5 V, 1 A
Hub	5 V, 500 mA (batería interna recargable)
Sensor	Pasivo
Coste de la configuración usada	3.858 € (el paquete sólo incluye un sensor) + 441 € (un sensor más)

Tabla 21. Características del sistema Polhemus™ G4™.

2.2.1.2.3. Consideraciones sobre su uso clínico

Distorsión electromagnética

El mayor inconveniente de los sistemas de *tracking* electromagnéticos, y por ende, del Polhemus™ G4™, es la distorsión electromagnética. La distorsión se produce cuando un elemento ferromagnético con comportamiento inductivo está presente en el campo de acción del campo magnético generado por la fuente. En presencia de dichos elementos, el campo magnético crea corrientes inducidas en el elemento (corrientes de Foucault). Estas intensidades, proporcionales a la frecuencia del campo, crean campos magnéticos complementarios que perturban al original, y por tanto, a las medidas de los sensores. El efecto de la distorsión es, por lo general, bastante común y perjudicial. Si bien depende del entorno, es muy común encontrar materiales de construcción con tales características. El ejemplo más claro es el caso del mallazo metálico (Figura 23). El mallazo es una estructura de hierros delgados en forma de cuadrícula que sirve a modo de armadura para dar consistencia a la masa, generalmente hormigón, que descansa sobre él. Esta técnica se utiliza prácticamente en todas las construcciones, por lo que su presencia, y por ende, los efectos producidos por la misma son casi inevitables. Como se ha comentado anteriormente, la presencia de un campo electromagnético induce una corriente en cada una de las cuadrículas del mallazo, que a su vez, genera un campo magnético complementario que afecta al campo generador.



Figura 23. Mallazo metálico utilizado en la construcción.

Además de los efectos del mallazo, el entorno de trabajo, que puede ser típicamente el gimnasio de fisioterapia de un servicio de neurorrehabilitación, puede ser especialmente hostil a esta tecnología, siendo común la presencia de ayudas funcionales metálicas, sistemas robotizados y otros dispositivos metálicos.

Para intentar atenuar los efectos de la distorsión electromagnética se diseñó una estrategia que consiste en estimar las desviaciones producidas en posiciones conocidas del entorno para compensar este efecto en las mediciones posteriores. Dicha estrategia se define a continuación.

En primer lugar se definió una cuadrícula de cuadrados de tamaño 25x25 cm en el suelo del entorno bajo estudio, cubriendo una superficie de 2x2 m. Las esquinas de los cuadrados definieron un total de 81 puntos: $P_{ij} = (x_{ij}, y_{ij}, z_{ij})$, donde $i = \{-100, -75, -50, -25, 0, 25, 50, 75, 100\}$ y $j = \{0, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200\}$ representan la posición en las coordenadas x e y , respectivamente. A continuación, se registraron las estimaciones de las posiciones 3D de un sensor en dichos puntos, $\tilde{P}_{ij} = (\tilde{x}_{ij}, \tilde{y}_{ij}, \tilde{z}_{ij})$, y se calcularon las desviaciones entre las estimaciones y las posiciones reales: $\Delta P_{ij} = P_{ij} - \tilde{P}_{ij} = (x_{ij} - \tilde{x}_{ij}, y_{ij} - \tilde{y}_{ij}, z_{ij} - \tilde{z}_{ij})$. De esta manera es posible corregir las posiciones estimadas con las desviaciones calculadas.

Analíticamente, dado un punto (x, y) , inscrito en la rejilla definida por los puntos (m, n) y $(m + 1, n + 1)$, siendo $m, n \in \mathbb{N}$, los valores del sensor \tilde{P}_{xy} se corrigen mediante interpolación bilineal como $P_{xy}^c = \tilde{P}_{xy} + \Delta P_{xy}$, donde $\Delta P_{xy} = (1 - a)(1 - b)\Delta P_{mn} + a(1 - b)\Delta P_{m+1n} + (1 - a)b\Delta P_{mn+1} + ab\Delta P_{m+1n+1}$ (Figura 24).

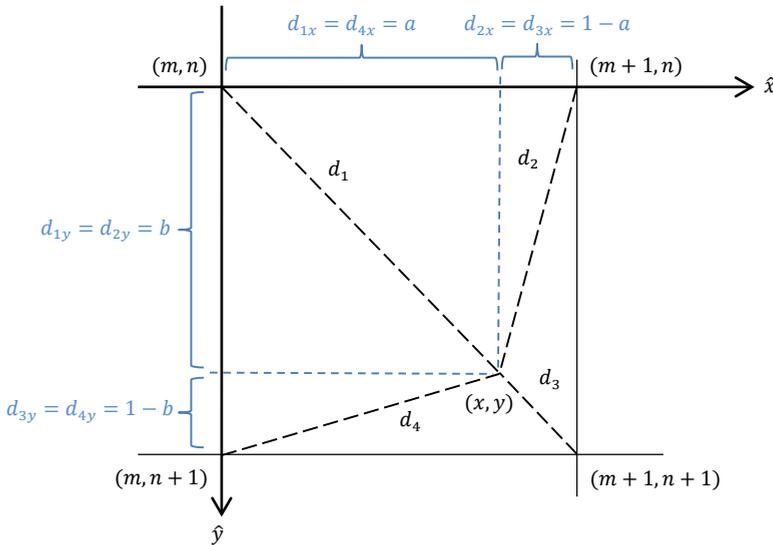


Figura 24. Corrección de la distorsión electromagnética.

De esta manera, previamente a la utilización del sistema de *tracking* electromagnético, es necesario realizar este proceso de calibración. Para simplificar la estimación del entorno se fabricó una alfombra de vinilo en la que se imprimió una cuadrícula de puntos separados 25 cm los unos de los otros. Tras fijar la fuente en la posición de trabajo, la alfombra se extiende sobre el suelo frente a la fuente y se registran los valores del sensor en cada uno de los puntos de la rejilla \tilde{P}_{ij} (Figura 25).

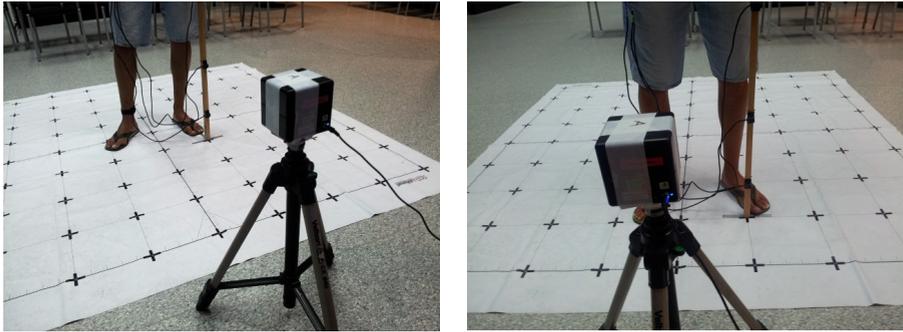


Figura 25. Proceso de toma de datos en la calibración del sistema G4™.

Para simplificar el registro de las estimaciones, se desarrolló una aplicación con una interfaz gráfica sencilla, que guía los pasos a seguir y que permite elegir entre dos tamaños de cuadrícula: 25 cm (81 puntos) o 50 cm (25 puntos) (Figura 26).

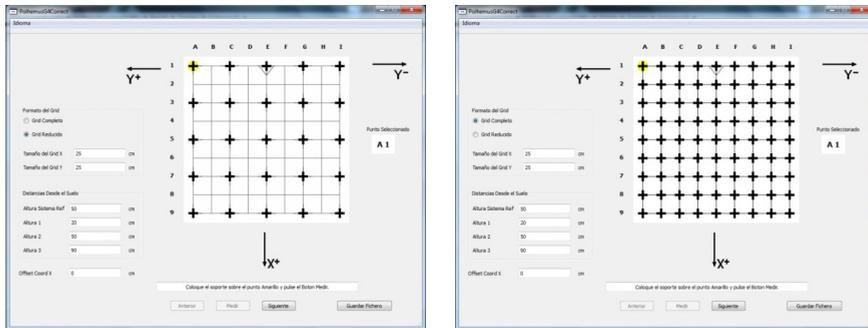


Figura 26. Captura de la interfaz gráfica de la aplicación de calibración.

Tras completar el proceso de calibración el sistema corrige automáticamente los registros de los sensores, contrarrestando el efecto de la distorsión electromagnética del entorno. Cabe destacar que cualquier cambio en el entorno (presencia de nuevos elementos con comportamiento inductivo) o desplazamiento de la fuente provocan variaciones en el entorno, por lo que este proceso debe repetirse.

Distancia de funcionamiento

Los sensores del sistema de *tracking* electromagnético calculan su posición y orientación a partir de una fuente emisora de campo, por lo que su funcionamiento está limitado al alcance de dicho campo. Por motivos de seguridad, la potencia del campo es limitada, y con ésta, su alcance. El funcionamiento del sistema de *tracking* se ve severamente afectado por la distancia a la fuente. A medida que los sensores se alejan de la fuente su precisión disminuye drásticamente. El sistema no deja de funcionar, por lo que es difícil detectar su mal funcionamiento. En la práctica, el rango de alcance de la fuente limita los movimientos detectables a aquéllos que no requieran grandes desplazamientos en el espacio.

Colocación de los sensores

Dado que el sistema de *tracking* Polhemus™ G4™ utiliza sensores, su colocación es crítica para el correcto funcionamiento del sistema. En los estudios presentados en este trabajo estos sensores se fijaron a las posiciones corporales requeridas mediante tiras de velcro. Pese a la gran ventaja que supone el enlace inalámbrico entre el *hub* y el *dongle* RF, los sensores del Polhemus™ G4™ todavía comunican su posición y orientación por cable al *hub*. Esto hace que sea necesaria una fijación adecuada de los sensores para evitar cruces y así minimizar el efecto que los cables puedan tener en el movimiento y en la inmersión de los usuarios.

2.2.1.3. Sistema de tracking de esqueleto

El sistema de *tracking* de esqueleto es un sistema óptico que proporciona información de la posición de determinadas articulaciones y segmentos corporales, así como la orientación de estos últimos, a partir de imágenes de profundidad. En el presente trabajo se utilizaron indistintamente dos sistemas con idénticas características, pero de distintos fabricantes, con los mismos resultados: Microsoft® Kinect™ (Microsoft®, Washington) y Asus® Xtion Pro Live (Asus®, Taipei) (Figura 27). Ambos dispositivos incorporan el chipset PS1080 de la compañía israelí PrimeSense™ Ltd.



Figura 27. Comparación de los dispositivos de tracking de esqueleto: a) Microsoft® Kinect™; b) ASUS® Xtion Pro Live.

En adelante, se utilizará el dispositivo de Microsoft® para describir su funcionamiento. Kinect™ fue lanzado en noviembre del 2010 como periférico de la consola Microsoft® XBOX360™ como un nuevo paradigma que permitía a los usuarios interactuar con el sistema de entretenimiento sin *gamepads* ni *joysticks*, sino con sus propios movimientos. El lanzamiento de este dispositivo obedeció a una estrategia de la compañía para posicionarse de acuerdo a la tendencia detectada en los últimos años hacia las interfaces naturales, lo que le aseguró una gran acogida en la comunidad de desarrolladores libres, que vieron en Kinect™ una solución de *tracking* de bajo coste para multitud de aplicaciones. En junio de 2011 se comercializó la versión para ordenador personal (PC), con prácticamente idénticos componentes.

En esencia, Kinect™ consta de una cámara de profundidad, una cámara en el visible (RGB) y un vector de micrófonos (la cámara de ASUS® no tiene esta característica), si bien la cámara de profundidad es el elemento que le proporciona

sus propiedades más relevantes. Las cámaras convencionales captan la luz reflejada por los objetos que están dentro de su campo de visión, conformando imágenes. En cambio, Kinect™ estima la distancia de dichos objetos a partir de luz IR para crear una imagen que no representa el aspecto de los objetos, sino dónde están en el espacio (matriz de profundidad). El sensor de profundidad y el sensor RGB de Kinect™ proporcionan *streams* de vídeo a una frecuencia de 30 Hz. El *stream* de profundidad tiene una resolución de 640x480 píxeles (VGA) con 11 bits de profundidad, lo cual proporciona una sensibilidad de 2048 niveles posibles. El sensor de profundidad tiene un rango de funcionamiento práctico de 1,2 a 3,5 m cuando se usa con el *software* de la consola XBOX360™, si bien el sistema de *tracking* puede funcionar desde los 0,7 a los 6 m, aproximadamente. El sensor tiene un campo de visión de 57° horizontales y 43° verticales. De manera práctica, a la mínima distancia de funcionamiento el sensor tiene un campo de visión horizontal de 87 cm y un campo vertical de 63 cm, resultando en una resolución de 1,3 mm² por píxel. Kinect™ tiene un *tilt* mecánico de 27° en ambas direcciones (la cámara de ASUS® tiene un *tilt* manual y de ángulo distinto).

El *stream* RGB tiene también una resolución VGA de 8 bits de profundidad con un filtro de color Bayer. Si bien esta resolución es similar a la de una cámara web de bajo coste, y de orden varias veces menor que la de la cámara de un terminal móvil actual, puede ser de gran utilidad, dado que al estar fijada a una distancia conocida de la cámara IR, es posible establecer correspondencias entre la información RGB y la información de profundidad.

2.2.1.3.1. Funcionamiento

Estimación de profundidad

Aunque el funcionamiento de Kinect™ se ha intentado mantener en secreto, mediante ingeniería inversa se ha conseguido desvelar gran parte de su desarrollo, tanto *hardware* como *software*.

Muchas de las tecnologías de estimación de profundidad se basan en tecnología *time-of-flight* [193]. Esta tecnología mide el tiempo que tarda un haz de luz en viajar y reflejarse en un elemento de la escena. Pese a lo extendida que se halla esta suposición, Kinect™ se basa en una tecnología distinta propietaria de PrimeSense™, denominada *light coding*™, y que en realidad es una variación de la técnica de luz estructurada. A diferencia del *time-of-flight*, en el *light coding*™ los haces de luz se proyectan sin interrupción, reduciendo en gran medida la necesidad de precisión en la sincronización de las medidas.

Básicamente, el funcionamiento de Kinect™ consiste en la proyección de un patrón de haces de luz IR (invisibles a la luz visible) sobre la escena mediante el emisor IR y la captura de los mismos mediante la cámara IR. De manera más específica, una fuente láser emite luz IR, que al pasar por un filtro es diseminada en un patrón constante de haces IR que es proyectado sobre la escena [194]. El patrón de haces es rectangular, pero se ve severamente distorsionado por la lente (Figura 28).

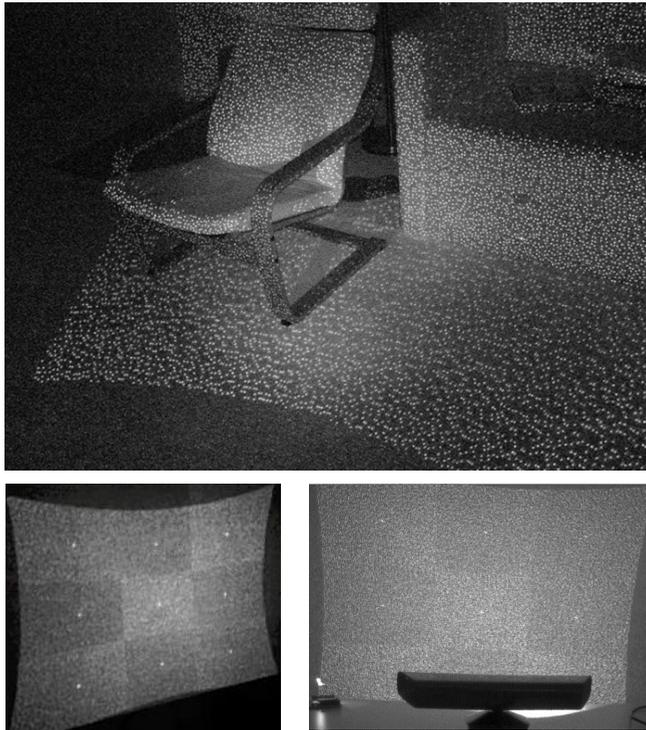


Figura 28. Patrón de haces de luz IR emitidos por Kinect™ capturados mediante una cámara de visión nocturna.

El rectángulo está dividido en una matriz de 3x3 subpatrones de diferente intensidad (Figura 29). En el centro de dichos subpatrones un haz de luz es mucho más brillante que sus vecinos.

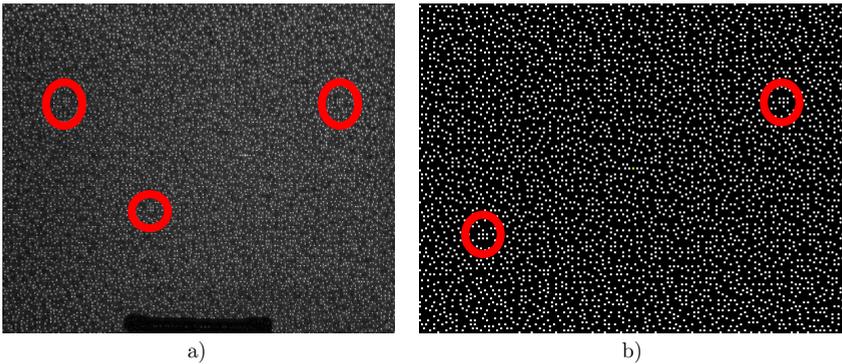


Figura 29. Detalle de los subpatrones de Kinect™: a) imagen real; b) digitalización del patrón.

Cada subpatrón está compuesto de 211×165 haces, haciendo en total 633×495 haces, un número bastante similar a la resolución VGA, que es la que se obtiene cuando se leen los datos de Kinect™. Las cámaras están calibradas para conocer dónde aparece exactamente cada haz cuando se proyecta en una superficie plana. En la práctica, cualquier objeto que esté más cerca del dispositivo que dicho plano de calibración desviará los haces en una dirección determinada y cualquier objeto que esté más lejos los desviará en la dirección contraria. De esta manera, es posible usar esos desplazamientos para calcular la distancia de los objetos en la escena.

De manera analítica, dado un objeto k situado en el campo de visión de la cámara C , éste produce una desviación en el eje x de los puntos del patrón proyectado por el láser L respecto a los puntos del plano de referencia, previamente conocido [195] (Figura 30).

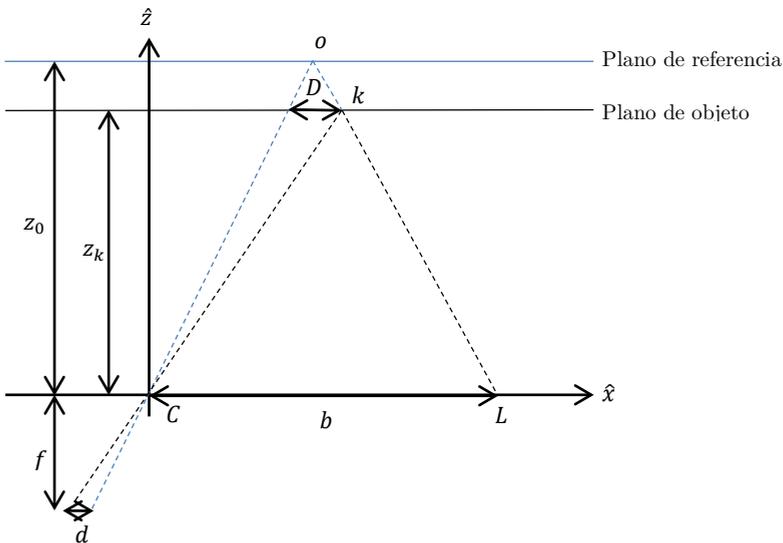


Figura 30. Modelo matemático de la estimación de profundidad de Kinect™.

En el plano imagen esta desviación produce una disparidad d , de manera que a partir de la similaridad de los triángulos formados puede establecerse que

$$\frac{D}{b} = \frac{Z_0 - Z_k}{Z_0} \quad (2.47)$$

y

$$\frac{d}{f} = \frac{D}{Z_k} \quad (2.48)$$

, donde Z_k representa la distancia a la cámara del punto k en el eje z , b es la distancia entre la cámara C y el láser IR L , f es la distancia focal de C y D es la distancia del punto k en el plano objeto. Sustituyendo D en las anteriores ecuaciones y despejando se tiene que

$$Z_k = \frac{Z_o}{1 + \frac{Z_o}{fb}d} \quad (2.49)$$

Por lo que se consigue expresar Z_k en función de f , b y Z_o , parámetros conocidos en el proceso de calibración [196].

Analizando los puntos de la rejilla es posible construir la matriz de profundidad donde cada píxel corresponde a un valor de profundidad de la escena. Es importante destacar que todo este procesado se realiza vía *hardware* mediante el chipset PS1080, reduciendo enormemente el tiempo de procesado.

Estimación de la pose

En los últimos tiempos han aparecido distintas técnicas de *tracking* corporal. La mayor parte de estas técnicas parten de una posición inicial del usuario para indicar al sistema cuáles son y dónde están los puntos que se desea seguir. A partir de esta posición inicial, se usan algoritmos de *tracking* para seguir el movimiento del cuerpo. La idea básica de estos algoritmos de *tracking* es que dado un segmento que ha sido identificado como una parte del cuerpo, como un brazo, éste no puede aparecer muy alejado en fotogramas adyacentes. Existen multitud de técnicas para identificar estos segmentos en diferentes fotogramas. Sin embargo, en la práctica, los algoritmos de *tracking* responden generalmente mal ante pérdidas de posiciones corporales, debidas, por ejemplo, a la oclusión producida por un elemento externo o incluso por otras partes del propio cuerpo. Además, el *tracking* de múltiples usuarios incrementa la dificultad de este proceso.

El *software* de Kinect™ se basa en un sistema de reconocimiento corporal que no depende del *tracking* sino de un análisis local de cada píxel en cada fotograma para definir la situación de puntos anatómicos concretos. Kinect™ utiliza una estructura de toma de decisiones que es entrenada con múltiples posiciones

corporales. Este tipo de clasificadores se suelen entrenar con un gran número de muestras que representan el mayor rango posible de variabilidad que pueden tener las características elegidas. Por lo general, el diseño de este conjunto es lo verdaderamente complicado.

En la práctica, el algoritmo de estimación de pose se basa en estudiar si cada píxel de la imagen pertenece a un objeto de la escena (y no al fondo) y, en caso afirmativo, si dicho píxel pertenece a un segmento corporal de una posible pose humana. Para estudiar la pertenencia a un objeto se evalúa una característica que trata de definir la diferencia de profundidades entre dos desplazamientos del píxel. Concretamente se evalúa la siguiente fórmula:

$$f_{\theta}(I, x) = d_I\left(x + \frac{u}{d_I(x)}\right) - d_I\left(x + \frac{v}{d_I(x)}\right) \quad (2.50)$$

, donde $d_I(x)$ es la profundidad del píxel x en una imagen I y el parámetro $\theta = (u, v)$ describe los *offsets* u y v . Esta característica no es más que la diferencia de profundidad entre dos píxeles separados del píxel objetivo por u y v (Figura 31). El desplazamiento está escalado por la distancia al píxel objetivo, lo que hace que el desplazamiento sea independiente de la profundidad.

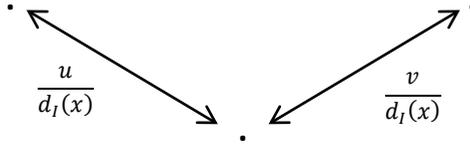


Figura 31. Representación de las características del algoritmo de toma de decisiones de Kinect™.

Si un píxel *offset* cae en el fondo o incluso fuera de los límites de la imagen la función d_I devuelve un valor positivo muy grande. La Figura 32 muestra dos características en diferentes píxeles x . Las cruces amarillas representan el píxel bajo estudio y los círculos rojos los píxeles *offset*. La función f_{θ_1} toma valores elevados en píxeles cercanos al borde de la silueta y pequeños en aquéllos cuyos *offsets* recaigan dentro de la silueta. Esta característica permite encontrar bordes horizontales. La función f_{θ_2} permite, en cambio, detectar bordes verticales.

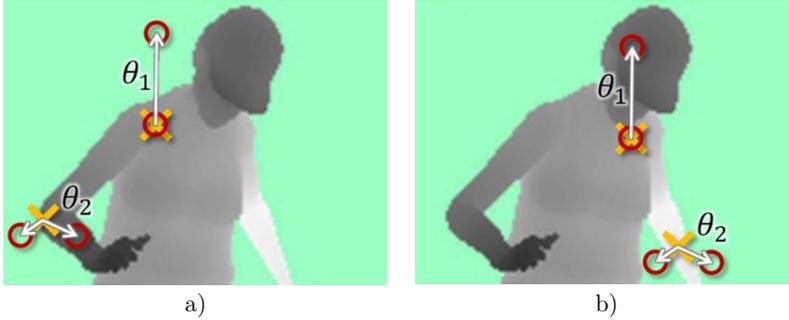


Figura 32. Ejemplo del funcionamiento de la detección de objetos.

El análisis de esta característica estudia la forma tridimensional del área alrededor del píxel objetivo, pero sin embargo no es capaz de distinguir a qué región corporal pertenece ese píxel. Este proceso se realiza mediante un clasificador denominado bosque de decisiones (Figura 33).

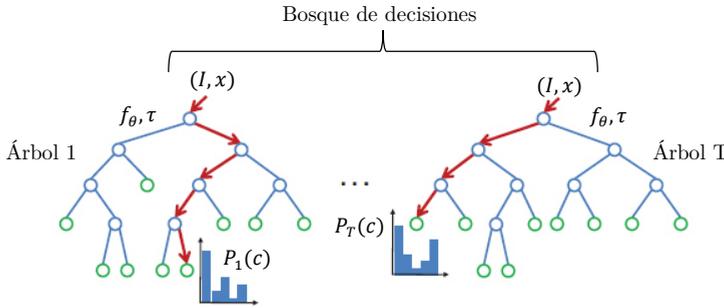


Figura 33. Representación del bosque de decisiones.

Un bosque de decisiones es un conjunto de T árboles de decisiones, cada uno de los cuales consta de nodos divisores y nodos finales. Cada nodo divisor consta de una característica f_θ y un umbral τ de manera que para clasificar un píxel x en la imagen I , se evalúa en cada nodo divisor la característica $f_\theta(I, x)$ correspondiente y se toma un camino u otro dependiendo de si el resultado es mayor o menor que τ . El proceso se lleva a cabo hasta llegar a un nodo final t , en el cual se registra una distribución $P_t(c|I, x)$ sobre el segmento corporal c . Finalmente se calcula la media de todas las distribuciones del bosque para proporcionar la clasificación final.

$$P(c|I, x) = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T P_t(c|I, x) \quad (2.51)$$

En resumen, el clasificador entrenado asigna una probabilidad a cada píxel de la imagen de pertenecer a cada segmento corporal. De esta manera un área de la imagen será asignada a una categoría si u clasificador tiene una probabilidad máxima en esa área.

Como se ha comentado anteriormente, el entrenamiento del bosque de decisión es un proceso crítico del cual depende su posterior éxito. En el caso de Kinect™ se utilizó una base de datos de poses humanas correspondientes a distintas actividades como navegar por menús, conducir, bailar, correr, etc. Concretamente se utilizaron 500.000 fotogramas de poses estáticas (pues, como se ha comentado anteriormente, el algoritmo analiza cada fotograma por separado), las cuales se clasificaron mediante el método basado en el vecino más lejano [197]. En este método la distancia entre dos poses p_1 y p_2 se define como la máxima distancia euclídea sobre dos puntos

$$d_{12} = \max_j \| p_1^j - p_2^j \|_2 \quad (2.52)$$

Finalmente se usó un subconjunto de alrededor de 100.000 fotogramas cuyas poses distaron más de 5 cm. Los registros de profundidad se renderizaron para construir mayas tridimensionales de los modelos. Se definieron 31 segmentos corporales en cada fotograma para identificar directamente articulaciones específicas o bien para predecir otros puntos, si bien algunos de ellos se combinan para formar los 20 finales (Figura 34).



Figura 34. Imágenes de profundidad reales y etiquetadas.

Cada árbol fue entrenado con un subconjunto distinto de imágenes [198] utilizando una implementación distribuida. Como ejemplo del coste de este proceso, entrenar tres árboles de profundidad 20 a partir de un millón de imágenes lleva cerca de 24h en un clúster con 1.000 procesadores.

Finalmente, tras el análisis de la pose mediante el bosque de decisión, y una vez se han definido los segmentos corporales, se infieren los puntos 3D de los puntos del esqueleto. Como el cálculo del centro de masas de cada segmento es muy sensible a la presencia de píxeles *outliers*, se optó por usar una aproximación basada en *mean shift* [199] con un *kernel* gaussiano ponderado [200], que proporciona la posición de los 20 puntos definidos del esqueleto sobre la superficie del cuerpo (Figura 35).

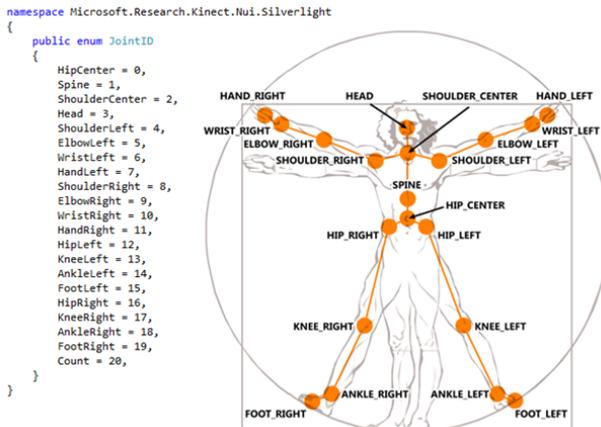


Figura 35. Puntos del esqueleto definidos en el algoritmo de estimación de la pose.

Es importante destacar que tanto el diseño de las características elegidas (únicamente se necesitan leer tres píxeles y llevar a cabo cinco operaciones aritméticas), como la implementación de los bosques de decisión estuvo motivada por la eficiencia computacional que permite que todas las operaciones puedan llevarse a cabo en una unidad de procesamiento gráfico (GPU) [201]. Concretamente el algoritmo puede analizar aproximadamente 200 fotogramas por segundo (FPS) en la GPU de una XBOX360™, frente a los 50 FPS que puede alcanzar en una unidad de procesamiento central (CPU) con ocho núcleos [200].

Cambio de base

Los puntos estimados por Kinect™ están referidos al sistema de coordenadas de la propia cámara. Como este sistema de referencia difiere al utilizado en el EV es necesario hacer un cambio de base en las coordenadas (Figura 36).

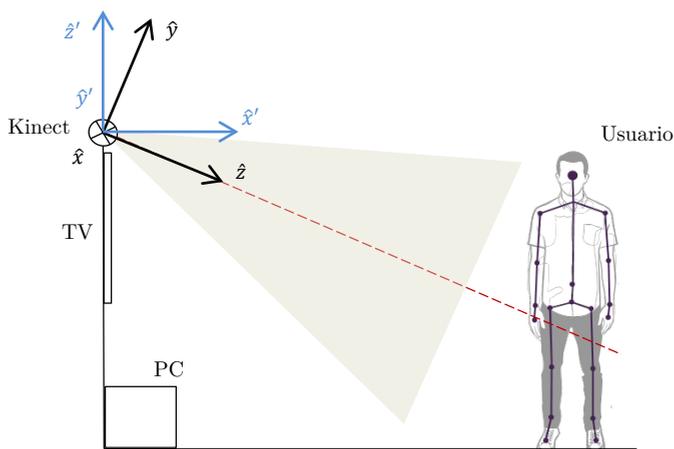


Figura 36. Cambio de base del sistema de referencia de Kinect™.

Analíticamente, dado el sistema de referencia de Kinect™, $B = \{\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}\} \in \mathbb{R}^3$, se debe hallar el sistema de referencia $B' = \{\hat{x}', \hat{y}', \hat{z}'\} \in \mathbb{R}^3$. Para ello es necesario conocer el plano del suelo. En los desarrollos presentados en este trabajo se realiza un calibración del entorno que requiere que un usuario se coloque en el campo de visión de Kinect™ en posición Psi, por su parecido a la letra griega Ψ , también conocida como la posición del cactus (Figura 37).

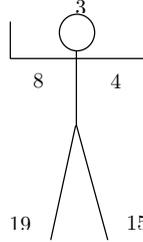


Figura 37. Posición Psi.

En primer lugar se obtienen la posición de los pies, hombros y cabeza del usuario: $P_i = (x_i, y_i, z_i)$, donde $i = \{3, 4, 8, 15, 19\}$. Se calcula el punto medio de los pies como la media de las coordenadas de la posición del pie derecho e izquierdo:

$$P_m = \frac{1}{2}(P_{19} - P_{15}) \quad (2.53)$$

De esta manera el vector \hat{z}' se calcula como el vector normal definido desde el punto medio de los pies a la cabeza:

$$\hat{z}' = \frac{P_3 - P_m}{\|P_3 - P_m\|} \quad (2.54)$$

El vector \hat{y}' se calcula como el vector normal definido desde el hombro izquierdo al derecho:

$$\hat{y}' = \frac{P_8 - P_4}{\|P_8 - P_4\|} \quad (2.55)$$

El vector \hat{x}' puede calcularse como el producto vectorial de los vectores previamente calculados, tal que $\hat{x}' = \hat{y}' \times \hat{z}'$. Estos vectores generan, por una parte, el nuevo sistema de coordenadas de la base B' y, por otra parte, la matriz R de cambio de base de B a B' . Las columnas de R son las coordenadas de los elementos de la base B expresados en la base B' , que son linealmente independientes y garantizan la existencia de una matriz inversa que proporciona el cambio de base inverso. La matriz R representa la rotación que debe realizar la base B a B' . Sin embargo, para que las coordenadas de los puntos detectados tengan la posición correcta es necesario trasladarlos en el eje z' , de manera que los puntos de los pies estén a nivel del suelo.

En conclusión, tras la rotación se debe corregir este efecto, restando un *offset* $t = z_{15}' = z_{19}'$.

Finalmente, el cambio de base de los puntos de la base B a B' se calcula como

$$P'_i = RP_i - t \tag{2.56}$$

2.2.1.3.2. Características

Las características del sistema Microsoft® Kinect™ se muestran en la Tabla 22.

Característica	Valor
Dimensiones	
Cámara	5,8x28,2x3,8 cm (5,8x28,2x6,8 cm con la base)
Marcador	No necesita
Peso	
Cámara	590 g
Marcador	No necesita
Frecuencia	30 Hz (con un esqueleto)
Latencia	~ 150-500 ms [202]
Resolución RGB	640x480 (a 30 Hz) con 8 bits
Resolución profundidad	640x480 (a 30 Hz) con 11 bits
Campo de visión	Lente por defecto(4,5mm F#1,6) 57°
Horizontal	43°
Vertical	
Longitud de onda IR	850 nm
Conexión	Sin conexión
Requerimientos energéticos	
Cámara	12 V, 1,1 A
Marcador	No necesita
Coste de la configuración usada	100 € (Kinect™ para Windows)

Tabla 22. Características del sistema de *tracking* de esqueleto utilizado.

2.2.1.3.3. Consideraciones sobre su uso clínico

Estimación del esqueleto

La precisión de la estimación del esqueleto y, por tanto, de la localización de las articulaciones del mismo, es uno de los factores críticos de Kinect™. Fundamentalmente, esta precisión depende, además de la estimación del mapa de profundidad, de dos procesos. En primer lugar, depende del funcionamiento del bosque de decisiones, que, al fin y al cabo, es un proceso estadístico basado en probabilidades y admite cierto margen de error, aun tras el entrenamiento del sistema

con tal cantidad de poses. En segundo lugar, depende de la resolución espacial en el plano XY del sensor de profundidad. La continua variación del contorno de los objetos actúa como un ruido que hace variar la posición de las articulaciones detectadas aun cuando el usuario permanece inmóvil.

La precisión de la estimación del esqueleto también supone una gran limitación en su aplicación clínica. Dado que el bosque de decisiones se entrenó con figuras humanas aisladas, el sistema de *tracking* únicamente funciona correctamente cuando las siluetas aparecen aisladas en el mapa de profundidad. Sin embargo, en la práctica clínica, a menudo es necesario asistir el movimiento de los individuos para ayudarles a realizar el movimiento o para corregir malas ejecuciones, para lo cual es necesario manipular su cuerpo, hecho que distorsiona su silueta. Así como en los sistemas de *tracking* electromagnético y óptico (siempre que no se oculten los marcadores) la asistencia del movimiento es sencilla, el uso del *tracking* de esqueleto puede dificultar mucho esta tarea fundamental de los fisioterapeutas, suponiendo el mayor inconveniente de esta solución.

Zonas de sombra

Como el *tracking* de esqueleto se basa en tecnología óptica, el funcionamiento de Kinect™ también tiene ciertas limitaciones inherentes a la naturaleza de esta tecnología. Por ello, los objetos situados frente a Kinect™ producen una zona de sombra tras ellos. Todos esos haces de luz son detenidos y reflejados por el objeto más cercano. Por lo tanto, en la zona de sombra que se genera no es posible detectar la escena.

Distancia de funcionamiento

Para una detección óptima, Microsoft® recomienda que los usuarios permanezcan en un rango de distancias de 1,2 a 3,5 m de la cámara. Sin embargo, aun dentro de ese rango de distancias, la cámara no puede apreciar el cuerpo del usuario en su totalidad. Sólo a partir de una distancia aproximada de 2,1 m el campo de visión abarca la silueta completa de un adulto de complejidad media, posibilitando que el esqueleto pueda ser estimado. Para el caso particular de los ejercicios desarrollados en este trabajo es necesario que los usuarios se sitúen a una distancia comprendida entre 2,1 y 3,5 m de Kinect™.

Latencia

El retardo entre la ejecución del movimiento y su representación en pantalla son críticos para el funcionamiento en tiempo real. Según Microsoft®, la latencia debe permanecer por debajo de 120 ms, pues de lo contrario los jugadores pueden sentir este efecto negativamente. Este valor es ya de por sí difícil de cumplir, porque la propia cámara de Kinect™ funciona con una latencia de 70 ms. A este valor deben

sumarse otros retrasos adicionales correspondientes a la sincronización (33 ms), el almacenamiento de las señales en el *buffer* de entrada para el reconocimiento de gestos (33 a 100 ms), la nueva salida del motor gráfico (33 a 66 ms), el filtro de suavizado del movimiento (5 a 100 ms), el *buffering* de los fotogramas en el *buffer* de salida de la tarjeta de vídeo (16 a 66 ms) y la pérdida de fotogramas (33 ms). Es decir, que el retraso entre la ejecución del movimiento y su representación en pantalla puede variar de 190 ms a 467 ms.

Fiabilidad y validez

Distintos estudios han analizado la validez de los datos proporcionados por Kinect™ en comparación con sistemas profesionales de captura de movimiento. Si bien al realizar distintos movimientos (flexión de rodilla, incorporación, etc.) se han reportado desviaciones aproximadas de 10 cm respecto a medidas proporcionadas por el sistema Impulse X2 (PhaseSpace Inc., CA) [203], en dicho estudio los cálculos tuvieron en cuenta posiciones absolutas sin una referencia común entre ambos sistemas. Medidas experimentales de la variación relativa utilizando un modelo de tren superior a distintas distancias obtuvieron una desviación aproximada de 1,5 cm [204]. Diversos estudios comparan la fiabilidad y validez de Kinect™ frente al sistema Vicon MX (Vicon, UK), considerado como el *gold standard* en análisis biomecánico en el espacio tridimensional. En un estudio en el que participaron 20 sujetos sanos que realizaron alcances laterales, anteriores y mantuvieron apoyo monopodal con los ojos cerrados durante 15 s, la posición media de los marcadores ópticos de dicho sistema y las articulaciones estimadas por Kinect™ mostraron una excelente fiabilidad de este sistema y una excelente validez convergente en todas las articulaciones medidas [205]. Un estudio similar involucrando a 48 sujetos que realizaron flexiones de codo y rodilla y abducciones de hombro y cadera obtuvieron una similar reproducibilidad aunque distinto rango de movimiento [206]. La validez de Kinect™ ha sido también reportada para la medida de parámetros de marcha [207], así como para la postura del pie [208]. Los resultados de estos estudios respaldan, por tanto, el uso del sistema de Microsoft® para su uso como dispositivo de interacción con los EV desarrollados.

2.2.2. Estudios

En las secciones anteriores se han caracterizado los sistemas de *tracking* óptico, electromagnético y de esqueleto. Independientemente de la tecnología usada, los sistemas de *tracking* pueden ser clasificados de acuerdo a determinados parámetros: precisión, repetibilidad, *jitter*, latencia, y frecuencia de muestreo [185]. El funcionamiento de los sistemas de *tracking* puede afectar directamente a la experiencia virtual, bien debido a factores físicos o psicológicos [209]. Como ejemplo,

una precisión insuficiente puede causar una incongruencia entre el movimiento real y su representación. Asimismo, el uso de tecnología que los usuarios deben llevar encima (*wearable*) puede modificar los patrones naturales de movimiento. Estos artefactos pueden afectar a la inmersión en el EV. Además, un funcionamiento incorrecto puede causar medidas erróneas y, por lo tanto, imposibilitar su interpretación rigurosa, lo cual es especialmente crítico en aplicaciones de rehabilitación motora, pues los movimientos de los individuos son la variable principal a medir. Algunos parámetros de los sistemas de *tracking* son proporcionados por los fabricantes o bien han sido descritos en estudios previos (Tabla 23).

	NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2	Polhemus™ G4™	Microsoft® Kinect™
Tamaño (cm)	Cámara: 7,5x4,5x3,7 Marcador: 4 (diámetro)	Fuente: 10,2x10,2x10,2 <i>Hub</i> : 10,6x1,9x6,6 Sensor: 2,3x2,8x1,5	Cámara: 7,5x4,5x3,7 (5,8x28,2x6,8 con la base de soporte)
Peso (g)	Cámara: 119,1 Marcador: 8	Fuente: 725,7 <i>Hub</i> : 114,0 Sensor: 43,0	Cámara: 590
Frecuencia (Hz)	100	120	30 (con 1 esqueleto)
Latencia (ms)	10	10 (en condiciones óptimas)	150-500
*Resolución (píxeles)	RGB: 640x480 (a 100 Hz) con 8 bits	-	RGB: 640x480 (at 30 Hz) con 8 bits Profundidad: 640x480 (at 30 Hz) con 11 bits
*Campo de visión (°)	Horizontal: 46 Vertical: 35 (Lente por defecto, 4,5mm F#1,6)	-	Horizontal: 57 Vertical: 43
*Longitud de onda (nm)	850	-	850
Conexión	Inalámbrica	Sensor- <i>Hub</i> : Cable <i>Hub</i> -Source: Inalámbrica (enlace propietario RF a 2,4 GHz con arquitectura <i>frequency hopping</i>)	Inalámbrica
Alimentación	Cámara: 5 V, 490 mA Marcador: Pasivo	Fuente: 5 V, 1 A <i>Hub</i> : 5 V, 500 mA (batería recargable) Sensor: Pasivo	Cámara: 12 V, 1,1 A
Precio (€)	880 (incluyendo dos cámaras)	4299 (incluyendo dos sensores)	100

Tabla 23. Características de los sistemas de *tracking*. *: Resolución, campo de visión y longitud de onda son parámetros del sistema de *tracking* óptico.

Cuando la RV se usa en rehabilitación se tienen que tener en cuenta requerimientos especiales. Más allá del funcionamiento, la tecnología de RV tiene que cubrir no sólo las necesidades particulares de los pacientes, sino también de los terapeutas, los cuales no tienen necesariamente una formación tecnológica [210]. Cuando el personal clínico se expone a estas tecnologías debe resolver diversas incógnitas, por ejemplo, qué sistema usar, cuál es su funcionamiento y sus limitaciones, cómo afectan estos parámetros a los pacientes, cómo van a afectar a su trabajo, etc. Para intentar salir al paso de esta problemática, se diseñaron dos estudios para, por una parte, estudiar y comparar el funcionamiento de tres sistemas de *tracking* distintos (descritos previamente) en un escenario práctico, concretamente un ejercicio de entrenamiento de la estrategia de paso (sección 3.2.1.1); y, por otra parte, analizar la respuesta subjetiva de individuos sanos y con ictus al usar estos sistemas, así como las impresiones de los profesionales clínicos.

2.2.2.1. Estudio del funcionamiento

Objetivos

El objetivo de este estudio fue determinar y comparar la precisión y el *jitter* de los tres sistemas de *tracking* antes descritos.

Método

La precisión puede definirse como la diferencia entre la posición de un blanco en el mundo real y su posición estimada. El *jitter*, a su vez, puede definirse como la variación máxima de la posición estimada en un intervalo de tiempo. Dado que estos parámetros están lejos de ser fijos, sino que varían fundamentalmente dependiendo de la distancia al blanco (y de las condiciones del entorno), se trató de estudiar el efecto de este parámetro (la distancia) en el funcionamiento de los sistemas de *tracking*. Concretamente, y de manera análoga a la corrección de la distorsión (sección 2.2.1.3.3), se diseñó una rejilla 6x6 con cuadrados de 25x25 cm y se imprimió en una lámina de vinilo (Figura 38), la cual se fijó en el suelo.

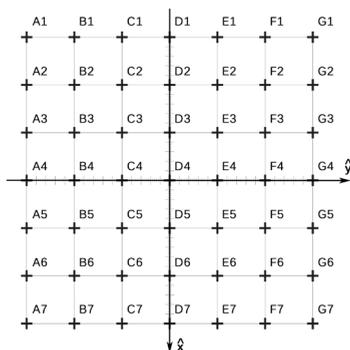


Figura 38. Rejilla diseñada para el estudio de los parámetros.

La rejilla cubrió un área de 1,5 m², aproximadamente el área necesaria para la práctica de las estrategias de paso mediante el ejercicio desarrollado (sección 3.2.1.1). Los diferentes dispositivos de *tracking* se colocaron a una distancia tal que permitió a su campo de visión cubrir el área bajo estudio. Dichos dispositivos se orientaron a lo largo del eje *x* (Figura 39).

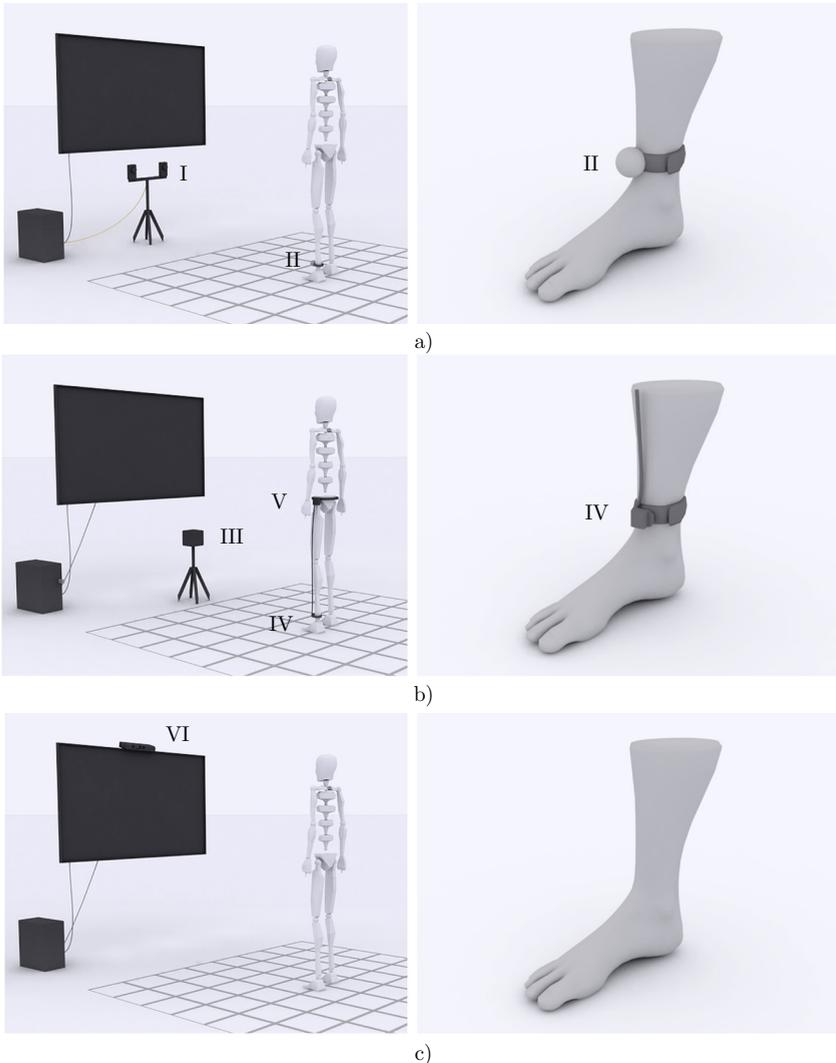


Figura 39. Montaje de los sistemas de *tracking*. En el estudio se utilizaron tres sistemas de *tracking*: a) el sistema de *tracking* óptico usó dos cámaras (I) y un marcador pasivo reflectante (II); b) el sistema de *tracking* electromagnético usó una fuente (III) y un sensor (IV), conectado mediante un cable a un *hub* (V); c) el *tracking* de esqueleto usó un sensor de profundidad (VI).

El montaje óptico se colocó a una altura de 50 cm y una distancia de 225 cm de la primera fila de la rejilla, con ambas cámaras separadas 40 cm. La fuente

electromagnética se colocó a una altura de 66,5 cm y a una distancia de 25 cm. Finalmente, el sistema de *tracking* de esqueleto se colocó a una altura de 80 cm y una distancia de 250 cm. La posición de la articulación tibiotalar de un usuario fue estimada en todos los puntos de intersección (49 en total). Para los sistemas óptico y electromagnético, el sensor y el marcador se fijaron en la articulación del usuario usando tiras de velcro. Para el sistema de *tracking* de esqueleto no se usó ningún sensor. Se usó ropa ajustada para evitar posibles desplazamientos del sensor o marcador, y para evitar ruido adicional en la estimación de profundidad del dispositivo de *tracking* de esqueleto. En cada punto se registró la posición de la articulación durante 5 s. La precisión (e) se calculó como la media de las estimaciones, y el *jitter* (j) se calculó como la diferencia entre los valores máximos y mínimo:

$$e = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i - \tilde{X}_i| \quad (2.57)$$

$$j = \left| \max_N \tilde{X}_i - \min_N \tilde{X}_i \right| \quad (2.58)$$

, donde N es el número de muestras proporcionadas por el sistema de *tracking* en los 5 s, el cual depende a su vez de la frecuencia de muestreo del sistema; X_i es la posición real de la articulación; y \tilde{X}_i su estimación, proporcionada por el sistema de *tracking*.

El registro tuvo lugar en un área dedicada dentro del gimnasio de fisioterapia, previamente despejado de elementos reflectantes y electromagnéticos que pudieran interferir en los sistemas ópticos y electromagnéticos, respectivamente. Las pruebas preliminares mostraron un funcionamiento anormal del sistema de *tracking* electromagnético, probablemente debido a la distorsión electromagnética causada por el mallazo del suelo. Por ello se llevó a cabo la corrección por *software* descrita en la sección 2.2.1.2.3, la cual compensa el error inducido por este efecto en cualquier posición del espacio a partir de estimaciones previas en posiciones conocidas. Una segunda rejilla 8x8, que cubrió un área de 2 m² se usó para definir estas otras posiciones. Esta rejilla se fijó encima de la rejilla de registro pero desplazada 12,5 cm en ambos ejes x e y , evitando la superposición de los puntos de ambas rejillas. Las estimaciones del sistema electromagnético se registraron en todos los puntos de intersección de la rejilla de calibración siguiendo el mismo protocolo descrito anteriormente, y los errores fueron calculados como la diferencia entre la posición esperada y los valores obtenidos. Así pues, en el protocolo de medida del sistema de *tracking* electromagnético, las posiciones estimadas fueron corregidas por interpolación bilineal, añadiendo un *offset* calculado como una combinación lineal de los errores en los cuatro puntos más cercanos.

Resultados

Los resultados de los registros se muestran en la Tabla 24. Con el montaje definido anteriormente, Kinect™ proporcionó un área de trabajo de 3,1 m², el sistema de *tracking* óptico proporcionó un área de 2,6 m², y el sistema G4™ proporcionó un área de 2,2 m². El sistema de *tracking* óptico proporcionó la mayor precisión (1,074±0,417 cm) mientras que el dispositivo electromagnético proporcionó los resultados más imprecisos (11,027±2,364 cm), incluso tras la corrección de la distorsión. Sin embargo, esta solución proporcionó los mejores (menores) valores en cuanto a *jitter* (0,324±0,093 cm), en contraste con el *tracking* de esqueleto, el cual obtuvo los peores resultados (1,522±0,858 cm).

	NaturalPoint® OptiTrack™ V100:R2	Polhemus™ G4™	Microsoft® Kinect™
Precisión (cm)			
Eje x	0,649±0,412	5,941±3,017	0,869±0,565
Eje y	0,644±0,360	2,342±2,402	2,356±1,405
Eje z	0,368±0,248	8,285±1,775	0,976±1,022
Total	1,074±0,417	11,027±2,364	2,947±1,372
Jitter (cm)			
Eje x	0,418±0,317	0,170±0,105	1,321±0,742
Eje y	0,064±0,065	0,145±0,105	0,307±0,325
Eje z	0,053±0,034	0,192±0,104	0,560±0,498
Total	0,429±0,321	0,324±0,093	1,522±0,858

Tabla 24. Precisión y *jitter* registrados en los puntos de intersección de la rejilla.

Discusión

El *tracking* óptico proporcionó los resultados más precisos (1,074±0,417 cm) pese a utilizar sólo dos marcadores. Soluciones más complejas usando más de dos cámaras y/o más de dos marcadores podrían haber sido usadas para aumentar la precisión [211]. Multitud de sistemas utilizan esta tecnología para capturar el movimiento humano con gran precisión [212]. Sin embargo, esto podría haber llevado a una mayor dificultad en la integración clínica. Pese a que la distorsión de ambas cámaras (radial y tangencial) fue corregida [97], una mejor óptica y una resolución mayor también podría haber llevado a mejores resultados. El valor de *jitter* medio de la solución óptica fue 0,429±0,321 cm, la cual puede considerarse como razonable en términos absolutos, pese al hecho de que constituye alrededor del 50% de su precisión. Dado que el área de *tracking* viene definida por el campo de visión común de ambas cámaras, el montaje de la solución óptica requirió un área de 1,50x3,75 m (rango de trabajo en el eje x de 2,25 a 3,75 m), lo cual puede exceder la disponibilidad de espacio de algunos gimnasios de rehabilitación. Esta distancia podría disminuirse enfrentando ligeramente las cámaras a expensas de aumentar la complejidad de la formulación matemática para estimar la posición 3D de los marcadores y disminuir el área de trabajo.

El sistema de *tracking* de esqueleto proporcionó una precisión de $2,947 \pm 1,372$ cm, lo cual supone un error tres veces superior al proporcionado por el sistema de *tracking* óptico. Los errores de este sistema se presentan fundamentalmente en el plano YZ, es decir, en planos perpendiculares al plano de KinectTM. Esto se debe mayormente al ruido derivado de la técnica de estimación de la profundidad [194]. El uso de esta técnica también afectó al *jitter*, proporcionando los resultados más elevados ($1,522 \pm 0,858$ cm), y al rango de trabajo, proporcionando los valores más restrictivos en cuanto a distancia (de 2,5 a 4,0 m en el eje x), si bien le permitió cubrir la mayor área. Las anteriores limitaciones pueden dificultar su uso en aplicaciones que requieran gran precisión y/o en gimnasios con espacio limitado. Es importante destacar que la posición del tobillo se estimó en ausencia de movimiento. Sin embargo la precisión del sistema al medir articulaciones en movimiento es coherente con nuestros resultados [213]. Un peor funcionamiento del cálculo de los segmentos corporales y del posterior ajuste de un esqueleto biomecánico en la forma detectada podría explicar estimaciones erróneas de la pose durante el movimiento.

El sistema de *tracking* electromagnético proporcionó los resultados menos precisos ($11,027 \pm 2,364$ cm), pese a la corrección de la distorsión. El experimento mostró que aunque elementos ferromagnéticos como sillas de ruedas, camillas de fisioterapia, bastones, etc. causaron poco o ningún impacto sobre las medidas cuando se aproximaron al sensor, el mallazo del suelo afectó severamente su funcionamiento. El campo electromagnético generado por la fuente indujo corrientes de Foucault en el mallazo, que a su vez generaron campos electromagnéticos que distorsionaron las medidas [214]. Este efecto se redujo mediante la corrección *software* pero sólo hasta cierto punto. Rejillas de calibración de distintas medidas se probaron con resultados similares. Además de la distorsión, el área requerida para la práctica del ejercicio excedió el rango de funcionamiento fiable del sistema. Por lo tanto, el uso de este dispositivo en rehabilitación debería ser evaluado atendiendo a estos dos factores limitantes. Sin embargo, la solución electromagnética proporcionó los mejores valores de *jitter* ($0,324 \pm 0,093$ cm), lo que significa que esta solución, pese a ser la más imprecisa, fue la más estable.

2.2.2.2. Estudio de las experiencias subjetivas

Objetivos

El objetivo de este estudio fue determinar y comparar las experiencias subjetivas de usuarios sanos, individuos con ictus y terapeutas al utilizar los tres sistemas de *tracking* antes descritos.

Participantes

Individuos sanos y con ictus

Los criterios de inclusión en el grupo de individuos sanos fueron: 1) edad ≥ 55 y < 80 ; y 2) ausencia de déficits motores o cognitivos. Aquellos individuos con experiencia previa en sistemas de RV fueron excluidos. Los criterios de inclusión y exclusión en el grupo de individuos con ictus se muestran en la Tabla 25.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 55 y < 80	Experiencia previa con sistemas de RV
Cronicidad > 6 meses	Demencia o afasia severa (MAST <45)
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Capacidad de seguir instrucciones	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de mantener una posición erguida en bipedestación durante 30 s sin asistencia ni sujeción tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 7)	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
BBS ≥ 41	

Tabla 25. Criterios de inclusión y exclusión en el grupo de individuos con ictus en el estudio de validación del sistema NedSVE/IBV.

Tras los criterios de inclusión y exclusión el grupo de individuos sanos constó de 19 individuos (12 hombres y siete mujeres, con una edad media de $60,8 \pm 4,1$ años) y el grupo de individuos con ictus constó de 22 individuos (Tabla 26).

Característica	Valor
Sexo (n, %)	
Hombres	15 (68,2 %)
Mujeres	7 (31,8 %)
Edad (años)	$60,1 \pm 7,0$
Etiología (n)	
Isquémica	11 (50,0 %)
Hemorrágica	11 (50,0 %)
Cronicidad (días)	$439,86 \pm 103,99$

Tabla 26. Características de los individuos con ictus del estudio de validación del sistema NedSVE/IBV.

Fisioterapeutas

Los criterios de inclusión en el grupo de los terapeutas fueron: 1) grado de fisioterapia; 2) más de años de experiencia en neurorrehabilitación. Los terapeutas con experiencia previa en sistemas de RV fueron descartados. Un total de 47 fisioterapeutas se encontraban trabajando en alguno de los cinco centros de la red del servicio. De todos ellos, 23 cumplieron los criterios para participar en el estudio. La muestra final consistió en 14 terapeutas (seis hombres y ocho mujeres, con una edad media de $31,8 \pm 2,4$ años) los cuales aceptaron ser incluidos en el estudio.

Método

Para el estudio de las experiencias subjetivas de usuarios sanos, individuos con ictus y terapeutas se instalaron tres sistemas de rehabilitación en el gimnasio de fisioterapia usando las tres distintas tecnologías de *tracking* antes descritas. Las experiencias de usuarios sanos e individuos con ictus y terapeutas fueron recogidas mediante dos cuestionarios (A y B) diseñados específicamente. El cuestionario A recogió las experiencias de usuarios sanos e individuos con ictus, mientras que el cuestionario B hizo lo propio con los terapeutas. Las cuatro primeras preguntas de ambos cuestionarios, así como la última, preguntando por el orden de preferencia de las tres tecnologías, fueron las mismas para ambos grupos.

Individuos sanos y con ictus

Todos los participantes interactuaron con el sistema de rehabilitación durante 45 minutos divididos en sesiones de 15 minutos con cada tecnología. El nivel de dificultad del ejercicio a realizar fue determinado por un fisioterapeuta, de manera que la tarea pudiese ser completada. Un fisioterapeuta supervisó todas las sesiones. Tras cada sesión con un sistema los participantes rellenaron el cuestionario A. El orden en que los sujetos utilizaron los distintos sistemas fue balanceado en todos los participantes. El cuestionario A consistió en ocho preguntas que evaluaron: 1) velocidad de fijación de los sensores o marcadores; 2) facilidad de calibración; 3) precisión de los movimientos representados; 4) robustez; 5) confort; 6) percepción de éxito; 7) satisfacción con los resultados; y 8) orden de preferencia. Las respuestas a los primeros siete ítems se evaluaron en una escala tipo Likert de cinco puntos, donde uno significa muy poco y cinco, mucho. Las respuestas a la última pregunta se calcularon como porcentaje.

Fisioterapeutas

Todos los terapeutas supervisaron y guiaron 45 sesiones de entrenamiento. Los terapeutas usaron cada sistema durante 15 sesiones en orden aleatorio. El algoritmo de aleatorización se generó por ordenador usando un generador básico de números aleatorios. Tras 45 sesiones, los terapeutas rellenaron el cuestionario B para los sistemas de *tracking* óptico, electromagnético y de esqueleto. El cuestionario consistió en 12 preguntas que evaluaron: 1) velocidad de fijación de los sensores o marcadores; 2) facilidad de calibración; 3) precisión de los movimientos representados; 4) robustez; 5) sencillez de fijación; 6) insensibilidad ante cambios del entorno; 7) facilidad de asistencia; 8) mantenimiento; 9) rango de funcionamiento; 10) integración en la clínica; 11) relación calidad/precio; y 12) orden de preferencia. De nuevo las primeras 11 preguntas se evaluaron en una escala tipo Likert de cinco puntos, y la última como porcentaje. Los terapeutas fueron ciegos al coste de los sistemas de *tracking*

durante todo el estudio y fueron finalmente informados del mismo al completar el cuestionario.

Resultados

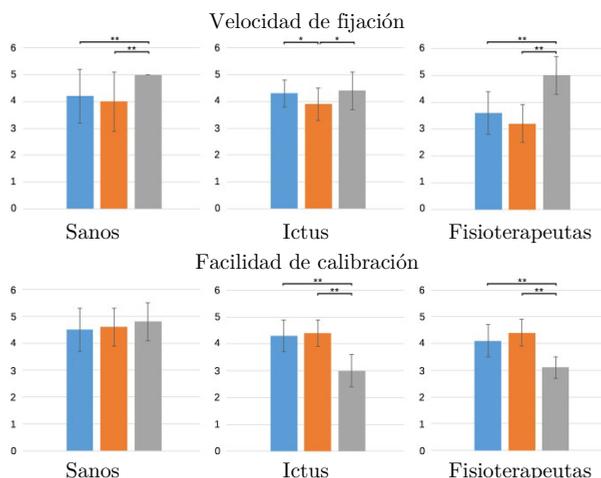
Los resultados de las experiencias subjetivas registradas mediante los cuestionarios se muestran en la Tabla 27.

	NaturalPoint® OptiTrack™	Polhemus™ G4™	Microsoft® Kinect™	Significación
A1/B1. Velocidad de fijación de los sensores o marcadores				
Sujetos sanos	4,2±1,0	4,0±1,1	5,0±0,0	O=G , K**>O, K**>G
Sujetos con ictus	4,3±0,5	3,9±0,6	4,4±0,5	O*>G, O=K , K*>G
Fisioterapeutas	3,6±0,8	3,2±0,7	5,0±0,0	O=G, K**>O, K**>G
A2/B2. Facilidad de calibración				
Sujetos sanos	4,5±0,8	4,6±0,7	4,8±0,7	NS
Sujetos con ictus	4,3±0,6	4,4±0,5	3,0±0,6	O=G , O**>K, G**>K
Fisioterapeutas	4,1±0,6	4,4±0,5	3,1±0,4	O=G , O**>K, G**>K
A3/B3. Precisión				
Sujetos sanos	4,7±0,5	3,7±0,9	4,3±0,8	O**>G, O*>K*, K*>G
Sujetos con ictus	4,2±0,7	3,9±0,8	3,4±0,7	O=G, O*>K, G*>K
Fisioterapeutas	4,6±0,5	3,3±0,8	4,0±0,7	O**>G, O*>K, K*>G
A4/B4. Robustez				
Sujetos sanos	4,5±0,6	4,7±0,4	4,0±0,8	G*>O, O=K, G**>K
Sujetos con ictus	3,9±0,7	4,3±0,7	3,4±0,7	G*>O, O*>K, G**>K
Fisioterapeutas	4,0±0,8	4,6±0,5	3,3±0,8	G*>O, O*>K, G**>K
A5. Confort				
Sujetos sanos	4,0±0,7	3,5±0,9	4,8±0,5	O*>G, K**>O, K**>G
Sujetos con ictus	4,0±0,5	3,3±0,6	4,7±0,5	O**>G, K**>O, K**>G
Fisioterapeutas	-	-	-	-
A6. Percepción de éxito				
Sujetos sanos	4,7±0,4	4,5±0,7	4,6±0,7	NS
Sujetos con ictus	4,4±0,5	3,7±1,0	4,2±0,6	O*>G, O=K, K*>G
Fisioterapeutas	-	-	-	-
A7. Satisfacción con los resultados				
Sujetos sanos	4,7±0,6	4,6±0,5	4,5±0,8	NS
Sujetos con ictus	4,3±0,4	4,0±0,6	4,2±0,4	O*>G, O=K, K*>G
Fisioterapeutas	-	-	-	-
B5. Sencillez de fijación				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	4,0±0,6	3,4±0,5	4,8±0,4	O*>G, K*>O, K**>G
B6. Insensibilidad ante cambios del entorno				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	3,1±0,6	3,0±0,8	3,7±0,5	O=G, K*>O, K*>G
B7. Facilidad de asistencia				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-

Fisioterapeutas	4,1±0,7	4,4±0,7	2,5±0,9	O**>K, G**>K, O=G
B8. Mantenimiento				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	4,4±0,7	3,3±0,9	4,9±0,3	O**>G, O=K, K**>G
B9. Rango de funcionamiento				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	3,9±0,8	3,2±1,1	4,2±0,7	O*>G, O=K, K*>G
B10. Integración en la clínica				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	3,7±0,5	3,1±0,6	4,2±0,5	O*>G, K*>O, K**>G
B11. Relación calidad-precio				
Sujetos sanos	-	-	-	-
Sujetos con ictus	-	-	-	-
Fisioterapeutas	2,5±0,5	2,3±0,7	4,8±0,3	K**>O, K**>G, G=O
A8/B12. Orden de preferencia (n, %)				
Sujetos sanos	3 (15,8 %)	1 (5,2 %)	15 (79,0 %)	-
Sujetos con ictus	11 (50,0 %)	3 (13,6 %)	8 (36,4 %)	
Fisioterapeutas	4 (28,6 %)	3 (21,4 %)	7 (50,0 %)	

Tabla 27. Puntuaciones de cada grupo a los cuestionarios subjetivos. Sólo se muestran las diferencias significativas. K=Microsoft® Kinect™, O=NaturalPoint® OptiTrack™, G4=Polhemus™ G4™. *: p<0,05, **: p<0,001. >: mayor significación, =: igual significación.

Los resultados se muestran gráficamente en la Figura 40, Figura 41 y Figura 42. De manera general, los individuos sanos prefirieron el sistema de *tracking* de esqueleto por encima de la solución óptica y electromagnética (en ese orden). Los individuos con ictus eligieron la solución óptica sobre las otras opciones.



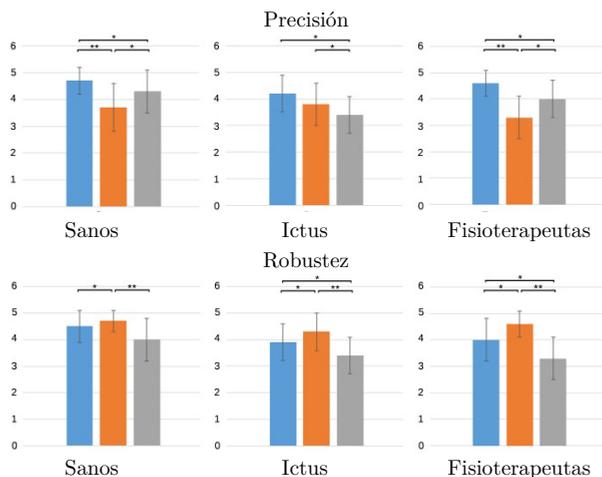


Figura 40. Respuestas subjetivas de todos los grupos a las primeras cuatro preguntas de los cuestionarios A y B. Azul: NaturalPoint® OptiTrack™; Naranja: Polhemus™ G4™; Gris: Microsoft® Kinect™. Sólo se muestran las diferencias significativas. *: $p < 0,05$, **: $p < 0,001$.

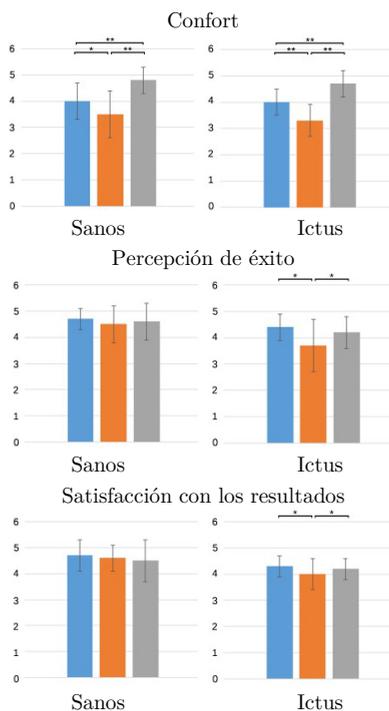


Figura 41. Respuestas subjetivas de los individuos sanos y con ictus a las preguntas 5, 6 y 7 del cuestionario A. Azul: NaturalPoint® OptiTrack™; Naranja: Polhemus™ G4™; Gris: Microsoft® Kinect™. Sólo se muestran las diferencias significativas. *: $p < 0,05$, **: $p < 0,001$.

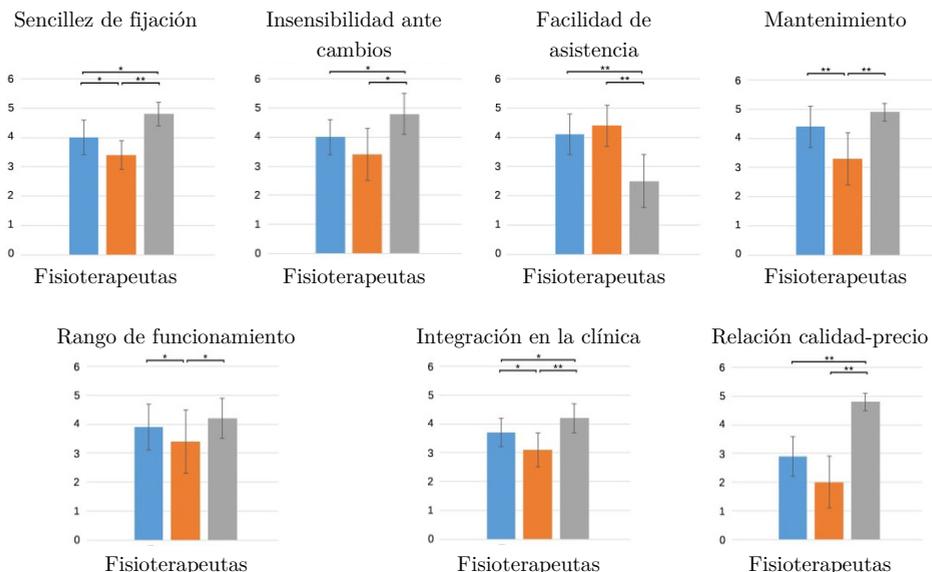


Figura 42. Respuesta subjetiva de los terapeutas de la 5 a la 9 del cuestionario B. Azul: NaturalPoint@ OptiTrack™; Naranja: Polhemus™ G4™; Gris: Microsoft® Kinect™. Sólo se muestran las diferencias significativas. *: $p < 0,05$, **: $p < 0,001$.

Discusión

Todos los grupos evaluaron su experiencia con los tres sistemas de *tracking* en relación a la velocidad de fijación de los sensores o marcadores, facilidad de calibración, precisión y robustez (Figura 40). Con respecto al tiempo necesario para poner los sensores, todos los grupos reportaron que Kinect™ fue el dispositivo más rápido, seguido por las soluciones óptica y electromagnética. Las diferencias entre el sistema de *tracking* de esqueleto y las otras soluciones fueron significativas en los grupos de individuos sanos y profesionales ($p < 0,001$), los cuales no reportaron diferencias entre los sistemas óptico y electromagnético. El grupo de individuos con ictus reportó diferencias no solo entre Kinect™ y el *tracking* electromagnético ($p < 0,05$), sino también entre éste y el óptico ($p < 0,05$). Pese a la diferencia significativa entre los sistemas de esqueleto y óptico reportada por sanos y terapeutas (0,8 y 1,4 en media, respectivamente), los individuos con ictus no encontraron esta diferencia como relevante (0,1 en media). La velocidad de fijación del sistema electromagnético fue valorada como la menor en los tres grupos. Cabe destacar que los fisioterapeutas la evaluaron con la puntuación más baja, lo cual puede deberse a que éstos no sólo deben fijar los sensores, sino también los cables para evitar enredos.

Respecto a la sencillez de calibración, los individuos sanos no reportaron diferencias significativas entre sistemas. Sin embargo, los individuos con ictus y los profesionales encontraron que la calibración del sistema de *tracking* de esqueleto fue significativamente más difícil que las demás ($p < 0,001$). Mientras que la calibración de los sistemas óptico y electromagnético consistió en permanecer inmóvil en

bipedestación, requerimiento considerado en los criterios de inclusión de participantes y que pudo ser satisfecho, por tanto, por todos los participantes, la calibración con Kinect™ requirió que los sujetos se movieran para que pudieran ser localizados. Este hecho hizo la tarea más difícil para los individuos con ictus que presentaban déficits motores más severos, como reflejaron los resultados de ambos grupos.

El sistema de *tracking* óptico fue evaluado como el más preciso por todos los grupos ($p < 0,05$), lo que es consistente con los resultados obtenidos en el estudio de los parámetros de funcionamiento, a pesar de que en dicho estudio la precisión se midió sin movimiento. Los sujetos sanos y fisioterapeutas reportaron que las soluciones de *tracking* de esqueleto y electromagnética siguieron a la solución óptica, también consistentemente con los resultados de funcionamiento. Los individuos con ictus, sin embargo, reportaron que Kinect™ proporcionó la precisión más pobre ($p < 0,05$). La presencia de déficits motores podría haber llevado a los individuos con ictus a ejecutar patrones de movimientos y posturas irregulares, pudiendo afectar a sus valoraciones de esta solución de *tracking*.

Conclusiones similares pueden ser inferidas de los resultados sobre la robustez. En este caso, todos los grupos definieron el sistema electromagnético como el más robusto ($p < 0,05$), seguido por el sistema óptico y de esqueleto. Los errores en la estimación de la pose pudieron causar desajustes momentáneos entre la pose real y virtual, lo que pudo ser interpretado como una falta de robustez por todos los participantes, especialmente por los individuos con ictus y los profesionales, que reportaron los resultados más bajos ($3,4 \pm 0,7$ y $3,3 \pm 0,8$, respectivamente). Los resultados de la robustez fueron consistentes con los resultados de *jitter* determinados en el estudio de los parámetros de funcionamiento, indicando que este parámetro podría haber sido percibido como el factor más influyente en la percepción de esta característica.

Los sujetos sanos y con ictus evaluaron el confort, percepción de éxito y satisfacción con los resultados después de usar los tres sistemas de *tracking* (Figura 41). El sistema de *tracking* de esqueleto fue valorado como la solución más confortable por todos los grupos ($p < 0,001$) seguido por la soluciones óptica y electromagnética. La ausencia de sensores en el *tracking* de esqueleto podría haber causado que esta solución fuera percibida como la más confortable, mientras que el uso de sensores podría llevar a peores percepciones. Las diferencias entre los sistemas óptico y electromagnético fueron también reportadas por los sujetos sanos ($p < 0,05$) y con ictus ($p < 0,001$). Mientras la solución óptica sólo requirió que los participantes llevaran marcadores fijados a sus tobillos, la solución electromagnética también requirió llevar un *hub* colgado de la cintura de los pantalones, el cual estuvo conectado mediante cables a los sensores. Pese a que los terapeutas colocaron los cables de

manera que no interfirieran al movimiento natural de los participantes, ambos grupos evaluaron este sistema de *tracking* como la peor solución en cuanto a confort.

Con respecto a la percepción de éxito y la satisfacción con los resultados, los sujetos sanos no encontraron diferencias significativas entre los sistemas de *tracking* y evaluaron esta pregunta con puntuaciones elevadas. Sin embargo, la percepción de éxito y la satisfacción con los resultados de los sujetos con ictus, tras usar la solución electromagnética, fue menor en comparación con las demás soluciones ($p < 0,05$). Los resultados de estas preguntas fueron consistentes con la precisión de los sistemas de *tracking*, la cual podría haber influenciado la percepción de los participantes sobre si habían conseguido los objetivos del ejercicio o no.

Los fisioterapeutas fueron también preguntados sobre la sencillez de fijación, la insensibilidad ante cambios del entorno, la facilidad de asistencia, el mantenimiento, el rango de funcionamiento, la integración en el entorno clínico y la relación calidad-precio (Figura 42). Con respecto a la sencillez de la fijación, los terapeutas evaluaron el sistema de *tracking* de esqueleto con las mayores puntuaciones. Estos resultados son consistentes con los resultados de la velocidad de fijación. Mientras que el *tracking* de esqueleto no usó marcadores ni sensores, las otras soluciones requirieron que los terapeutas fijasen los marcadores en el tobillo de los sujetos, y el sistema electromagnético, además, requirió la fijación del *hub* y la colocación de los cables para que no se enredasen con el movimiento. Por lo tanto, el tiempo y la sencillez de la fijación son factores cruciales que deberían ser minimizados en aplicaciones clínicas, donde el tiempo es limitado y debería dedicarse a la terapia [47, 215, 216].

Con respecto a las restricciones ambientales, el grupo de fisioterapeutas consideraron que el *tracking* de esqueleto fue el sistema más insensible ante cambios de las condiciones ambientales en el gimnasio ($p < 0,001$), seguido por los sistemas óptico y electromagnético. Sin embargo, los resultados generales fueron bajos en comparación con las otras preguntas. El sistema de *tracking* de esqueleto resultó el sistema más robusto en presencia de los cambios usuales que pueden ocurrir en un gimnasio de neurorrehabilitación. La solución óptica, por el contrario, se vio afectada en ocasiones por reflejos causados por sillas, separadores, camillas, etc., elementos comúnmente presentes en un gimnasio, o incluso por la luz que entraba por las ventanas. Es importante destacar este hecho, pues pese a que estos efectos pueden evitarse retirando estos elementos del campo de visión de las cámaras o cerrando las ventanas, los gimnasios de neurorrehabilitación son áreas dinámicas donde la distribución está cambiando continuamente y la luz natural es muy apreciada. El sistema de *tracking* electromagnético resultó ser la solución más sensible a los cambios ambientales. Como se comentó previamente, los elementos ferromagnéticos afectan

severamente a su funcionamiento. Aunque algunos elementos pueden quitarse de su alcance, resulta imposible evitar el efecto del mallazo del suelo.

Sin embargo, los fisioterapeutas reportaron que el sistema de *tracking* electromagnético fue la solución que mejor les permitió asistir a los individuos con ictus, por encima del sistema óptico y de esqueleto. El principio físico del G4™ hizo que el funcionamiento del sistema fuera posible incluso cuando los terapeutas estaban entre la fuente y los sensores. Esto les permitió asistir libremente a los individuos con ictus desde cualquier posición, e incluso manipular sus extremidades en caso necesario. El sistema de *tracking* óptico, por el contrario, requirió que las cámaras tuvieran visión directa de los marcadores. Este hecho no permitió a los terapeutas situarse frente a los usuarios, pues podrían ocultarlos. La asistencia, por tanto, tuvo que ser proporcionada desde atrás. De manera similar, Kinect™ requirió visión directa de los participantes. En este caso toda la silueta debió estar presente en el campo de visión de la cámara. Además, dado que el método para detectar los segmentos corporales fue entrenado con personas aisladas (sección 2.2.1.3.3), cuando los terapeutas se situaron cerca de los usuarios, manipulándoles o tocándoles, el sistema no fue capaz de ajustar un esqueleto a la silueta resultante. Los fisioterapeutas tuvieron que esconderse de la visión de Kinect™ para no afectar al *tracking*, lo cual podría explicar que proporcionaran los resultados más bajos ($2,5 \pm 0,9$, $p < 0,001$).

En relación al mantenimiento, los fisioterapeutas encontraron que la necesidad de recargar el *hub* del sistema electromagnético tras siete u ocho horas de uso fue un factor limitante ($p < 0,001$). Debe resaltarse que el funcionamiento del sistema pareció decrecer cuando la batería se agotaba, lo cual era indicado por un parpadeo de los diodos del *hub*. Para no sufrir este efecto durante la terapia, los profesionales recargaron el *hub* conectándolo al PC o usando un adaptador de corriente (solución más rápida) entre sesiones. Los otros sistemas de *tracking* no requirieron ningún mantenimiento en concreto.

El grupo de profesionales reportó que el sistema de esqueleto proporcionó la mayor área de trabajo, seguido por la solución óptica y la electromagnética, la cual tuvo los resultados más bajos ($p < 0,05$). Estas puntuaciones fueron consistentes con los resultados experimentales. Como se comentó previamente, con el montaje descrito, Kinect™ proporcionó un área de $3,1 \text{ m}^2$, la solución óptica un área de $2,6 \text{ m}^2$ y G4™ un área de $2,2 \text{ m}^2$.

Los resultados de la integración en la clínica evaluaron de manera general distintos factores que podrían dificultar la penetración de la tecnología en un gimnasio de neurorrehabilitación. Los terapeutas consideraron que el sistema

electromagnético es el más propenso a presentar problemas en el entorno clínico ($p < 0,05$). La gran sensibilidad de G4™ ante elementos ferromagnéticos podrían haber influenciado estos resultados ($3,1 \pm 0,6$). Los sistemas óptico y de esqueleto tuvieron puntuaciones mayores, aunque moderadas ($3,7 \pm 0,5$ y $4,2 \pm 0,5$, respectivamente). El área necesaria por estas soluciones ($3,75 \times 1,5$ m y $4 \times 1,5$ m) podrían haber evitado resultados mayores, mostrando que este factor es crítico para la integración en un gimnasio donde el espacio es, a menudo, limitado. Las mayores puntuaciones de Kinect™ con respecto al sistema óptico podrían ser explicadas por las restricciones ambientales de este último, sensible a reflejos y a la luz solar, cuya intensidad y orientación varía a lo largo del día.

Los terapeutas reportaron que el sistema Kinect™, producido en masa, tiene la mejor relación calidad-precio ($p < 0,001$). Es importante resaltar que Kinect™, además, es un dispositivo comercial que está disponible en todo el mundo. Los resultados de los otros sistemas fueron también consistentes con su precio (inversamente proporcionales). Sin embargo, pese a que el precio de G4™ es varias veces superior al precio de la solución óptica, las diferencias entre sus puntuaciones no fueron significativas. Esto podría ser explicado por una posible percepción de que ambos sistemas estaban en otro rango económico, independientemente de su precio.

Finalmente, todos los grupos fueron preguntados por su orden de preferencia. La Tabla 27 muestra la distribución de la primera elección de los grupos. El grupo de sujetos sanos principalmente prefirió Microsoft® Kinect™ (79 %), por encima de los otros sistemas, lo cual es consistente con su valoración sobre el confort. Estos resultados pueden ser explicados por el hecho de que los sujetos sanos valoraron el confort del sistema por encima de su, de acuerdo a sus valoraciones, peor precisión y robustez. Es importante destacar que este grupo no experimentó problemas relevantes al interactuar con el sistema y no requirió ayuda de los terapeutas (no en vano, Kinect™ está orientado a población sana). Por el contrario, el grupo de sujetos con ictus prefirió mayormente el sistema de *tracking* óptico (68,2 %). Los problemas mencionados derivados de un mal ajuste del esqueleto, más común en este grupo debido a sus déficits motores, podría haber influenciado su elección, de la misma manera que podría haber influenciado su percepción de éxito y satisfacción con los resultados. Estos factores deberían ser tenidos en cuenta especialmente cuando se trabaja con individuos con ictus, pues son especialmente sensibles a la hora de presentar problemas de conducta [217], como irritabilidad y depresión. La inadecuada consideración de estos factores puede llevar a la frustración y a reducir los beneficios de la rehabilitación [218]. En consecuencia, el uso de Kinect™ como sistema de *tracking* para individuos con ictus podría verse restringido a individuos con unas condiciones motoras específicas. A su vez, los terapeutas prefirieron principalmente

el sistema de esqueleto (57,1 %), ligeramente por encima la solución óptica (35,7 %). Estos resultados podrían ser explicados como un compromiso entre ambos sistemas. Pese a la facilidad y velocidad del arranque con Kinect™ y su mínimo mantenimiento, los problemas comentados anteriormente con este sistema pueden hacer que la interacción de algunos usuarios sea difícil. La solución óptica puede salir al paso de estos problemas de interacción pero presentar, por el contrario, algunas restricciones ambientales (mayormente relacionadas con la luz) que pueden afectar a su uso clínico. Es importante destacar que, pese a que el sistema de *tracking* de esqueleto inicialmente supuso un reto para los terapeutas a la hora de asistir el movimiento de los usuarios, una vez conocieron su funcionamiento fueron capaces de hacerlo de una manera u otra. Este hecho, junto con su coste, podría haber motivado que finalmente adoptaran la solución de esqueleto por encima de los demás sistemas, y puede ser la razón por la cual siguen usando esta solución actualmente en la práctica diaria.

Las limitaciones del estudio deben ser tenidas en cuenta a la hora de interpretar estos resultados. Primero, las características de la población con ictus están inherentemente unidas al centro de neurorrehabilitación donde se llevó a cabo el estudio, lo cual puede restringir la generalización de los resultados. Usuarios sanos fueron elegidos para emparejar esta población de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión. Segundo, los valores de precisión y *jitter* de las distintas soluciones de *tracking* fueron medidos en condiciones estáticas, los cuales pueden variar en movimiento. Sin embargo, los resultados obtenidos están respaldados por estudios previos que miden la precisión de Kinect™ en condiciones dinámicas [203]. Otros parámetros interesantes no se midieron en el estudio. Por ejemplo, estudios anteriores reportaron una gran latencia del sistema Kinect™ [219]. Estos valores son incluso mayores al usar el dispositivo con aplicaciones hechas a medida en un PC, como en el caso presentado en este trabajo, dado que el procesamiento recae en la CPU en lugar de recaer en la GPU, como en el sistema Microsoft® XBOX360™ [200]. Esto podría llevar a retardos apreciables entre el movimiento real y su representación en el mundo virtual, afectando por tanto a la sensación de presencia [209] y al efecto del *feedback* inmediato en la integración sensorial [220].

Como conclusión, los resultados presentados en este estudio apoyan la idea de que, más allá de los parámetros de funcionamiento de los sistemas de *tracking*, las percepciones subjetivas varían entre distintas poblaciones (individuos sanos, con ictus y fisioterapias) y por lo tanto deben ser tenidas en cuenta cuidadosamente a la hora de diseñar un sistema de rehabilitación.

Capítulo 3

**Efectividad y usabilidad del
entrenamiento de las estrategias
de equilibrio**

3.1. Estrategias maleolar y coxal

3.1.1. Descripción

Para la rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal se diseñaron seis ejercicios, los cuales requieren la realización de ajustes posturales y transferencias de peso mediante el uso de las estrategias comentadas para la consecución de los objetivos. Además, para ajustar la dificultad de los ejercicios a la condición de cada individuo se diseñó un proceso de calibración mediante el cual se determinan sus límites de estabilidad en los ejes ML y AP. Todos los ejercicios, así como el proceso de calibración, utilizaron la WBB como dispositivo de interacción. A continuación se describen se describen todos ellos.

3.1.1.1. Calibración

Como se ha comentado, la interacción de los usuarios con los ejercicios desarrollados se basa en variaciones dinámicas de la distribución del peso corporal sobre la plataforma, las cuales se traducen en desplazamientos del CDP sobre el plano del suelo. La interacción de cada individuo viene definida por el área que es capaz de barrer con desplazamientos de su CDP. Así pues, el objetivo de la calibración es determinar esta área. En la práctica, ésta se aproxima por el rectángulo definido por el máximo desplazamiento que cada sujeto es capaz de realizar en los ejes ML y AP. Por ello, es necesario conocer sus límites de estabilidad en dichos ejes (Figura 43). Para realizar la calibración se diseñó una aplicación específica que guía al usuario durante el proceso, indicando las direcciones en las que debe realizar los desplazamientos del peso y registrando el rango de excursión en cada una de ellas.



Figura 43. Calibración de los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.

La calibración obtiene los desplazamientos máximos D_{max} que cada individuo es capaz de realizar en cada sentido de los ejes ML y AP (Figura 44).

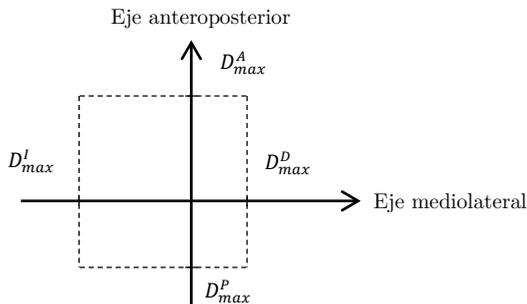


Figura 44. Ejemplo de resultado de la calibración de los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.

El rango de excursión registrado se transfiere a los ejercicios de manera que los máximos desplazamientos a realizar en el mundo virtual coincidan con los máximos desplazamientos que los individuos pueden realizar en el mundo real. De esta manera, el ejercicio se escala a las capacidades motoras reales de los usuarios, particularizando el entrenamiento a sus limitaciones reales. Los límites de estabilidad de cada usuario se almacenan en una base de datos, a la cual acceden los ejercicios cuando se ejecutan. Como los límites de estabilidad de un sujeto varían con el tiempo, es aconsejable realizar una nueva calibración tantas veces como sea necesario. En la práctica, se recomienda repetir el proceso cada 15 días.

3.1.1.2. Ejercicios

Para la rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal se desarrollaron seis ejercicios que requieren constantes reajustes de la postura y el peso corporal, que deben llevarse a cabo mediante el uso de dichas estrategias (Tabla 28).

Ejercicio	Desplazamiento	Postura	Posición de los pies
Explota plastilinas	Libre	Mantenida o no mantenida	Paralelos
Simon	Ejes ML y AP	No mantenida	Paralelos
Caza plastilinas	Ejes ML o AP	Mantenida o no mantenida	Paralelos o en tándem
Sigue el camino	Eje ML	Mantenida	Paralelos
Equilibrismo	Eje ML	Mantenida	Paralelos
Distorsión visual	Libre	Mantenida	Paralelos

Tabla 28. Resumen de los movimientos requeridos por los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal.

A continuación se describen los ejercicios desarrollados.

3.1.1.2.1. Explota plastilinas

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en redistribuir dinámicamente el peso corporal sobre la base de sustentación para conseguir desplazar el CDP hacia posiciones concretas en todas las direcciones del plano manteniendo la postura en caso necesario.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un plano cuadrículado en el que aparecen figuras geométricas de plastilina. El CDP del usuario está representado por una cruceta (o punto de mira), la cual reproduce los movimientos del mismo en el escenario (Figura 45). Cuando la cruceta alcanza las figuras, éstas explotan. Si al transcurrir un tiempo determinado no han sido alcanzadas, las figuras desaparecen, hecho que es indicado con un aviso sonoro.

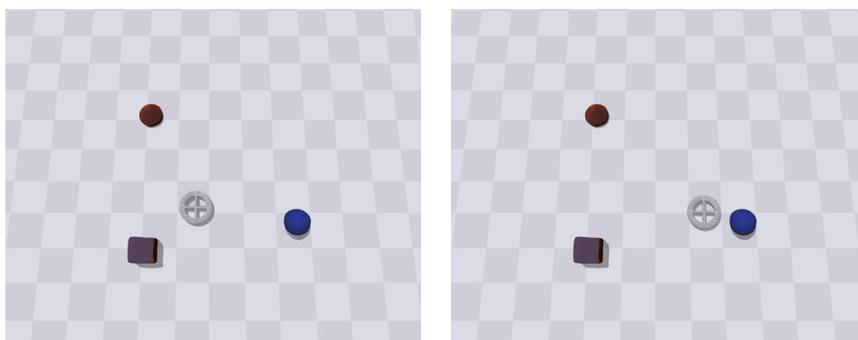


Figura 45. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio 'Explota plastilinas'.

Objetivo

El objetivo del ejercicio es explotar las figuras de plastilina, alcanzándolas con la cruceta.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 29.

Parámetro	Definición
Zona de aparición	Regiones del espacio (de entre ocho posibles) donde pueden aparecer las figuras
Distancia (cm)	Distancia del centro del escenario a la que aparecen las figuras
Posición de la plastilina	Estática (las figuras no se mueven) o dinámica (las figuras se desplazan por el EV)
Velocidad (%)	Velocidad con la que se desplazan las figuras por el EV (en caso de posición dinámica) expresada como un porcentaje de la velocidad máxima predefinida
Tiempo de vida (s)	Tiempo que están presentes, y por tanto alcanzables, las figuras
Número máximo de figuras simultáneas (n)	Número de figuras que pueden haber en el EV de manera simultánea
Postura	Instantánea (las figuras explotan al tocarse) o mantenida (las figuras explotan tras mantener la cruceta un tiempo dentro de ellas)
Tiempo de postura (en caso de postura mantenida) (s)	Tiempo que hay que mantener la postura para explotar las figuras

Tabla 29. Parámetros del ejercicio ‘Explota plastilinas’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 30). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Número de figuras simultáneas (n)	Posición	Distancia (%)	Tamaño (cm)	Tiempo de vida (s)	Velocidad (%)
1	1	Estática	20	20	10	20
2	1	Estática	40	15	7	40
3	2	Dinámica	60	15	5	60
4	2	Dinámica	80	10	5	80
5	3	Dinámica	100	10	5	100

Tabla 30. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Explota plastilinas’.

3.1.1.2.2. Simon

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en redistribuir dinámicamente el peso corporal sobre la base de sustentación para conseguir desplazar el CDP hacia posiciones discretas en los ejes ML y AP.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un dispositivo circular con cuatro botones dispuestos en las cuatro coordenadas del espacio. El CDP del usuario está representado por una

cruceta o punto de mira, el cual reproduce los movimientos del mismo en el escenario (Figura 46). Cuando la cruceta alcanza el borde de un botón, éste comienza a ser presionado. El botón es completamente presionado cuando la cruceta alcanza su punto medio. Si al transcurrir un tiempo los botones no son presionados, finaliza el tiempo para alcanzarlos, hecho que es indicado con un aviso sonoro.



Figura 46. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Simon’.

Objetivo

En el EV se reproduce una secuencia de una duración determinada. Las secuencias se generan a partir de la iluminación secuencial de los botones. El objetivo del ejercicio es repetir la secuencia que se ha reproducido, para lo cual se deben pulsar los botones correspondientes, lo que equivale a desplazar el cursor hacia ellos.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 31.

Parámetro	Definición
Zona de aparición	Regiones del espacio (de entre cuatro posibles) donde pueden encenderse los botones
Distancia (cm)	Distancia a la que se encuentran los botones del centro del EV
Tiempo de iluminación (s)	Tiempo que los botones están iluminados
Tiempo de alcance (s)	Tiempo del que se dispone para alcanzar un botón
Longitud de la secuencia (n)	Longitud de la secuencia a recordar

Tabla 31. Parámetros del ejercicio ‘Simon’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 32). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Longitud de la secuencia (n)	Distancia (%)	Tiempo de iluminación (s)	Tiempo de alcance (s)
1	1	30	3	20
2	2	40	2	15
3	2	50	2	10
4	3	60	1	5
5	4	80	1	5

Tabla 32. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Simon’.

3.1.1.2.3. Caza plastilinas

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en redistribuir dinámicamente el peso corporal sobre la base de sustentación para conseguir desplazar el CDP hacia posiciones discretas en el eje AP o ML, según el caso.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un plano cuadrículado y distintas figuras geométricas de plastilina que se desplazan por él. El CDP del usuario está representado por un cubilete que se desplaza en el plano ML o AP, dependiendo de la configuración elegida (Figura 47). Si las figuras no son interceptadas, desaparecen, hecho que es indicado con un aviso sonoro.

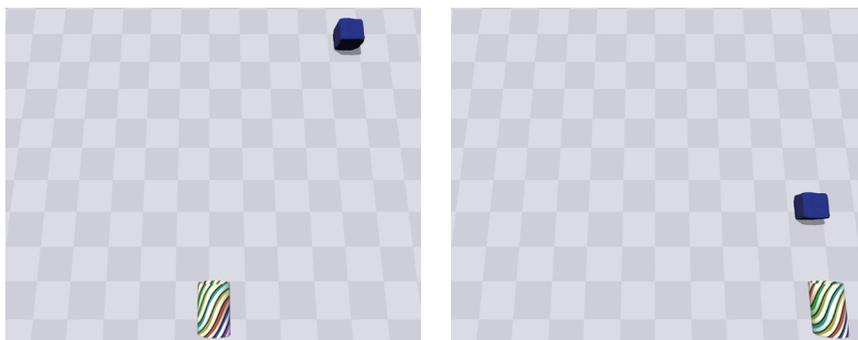


Figura 47. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Caza plastilinas’.

Objetivo

El objetivo del ejercicio es interceptar los elementos de plastilina, interponiendo el cubilete en la trayectoria de las plastilinas.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 33.

Parámetro	Definición
Tipo de movimiento	ML o AP
Posición de los pies	Paralelo o tándem (sólo es posible con movimiento AP)
Zona de aparición (%)	Probabilidad de aparición de las figuras en las dos mitades de los ejes ML o AP
Dirección de las figuras	De abajo a arriba o de arriba a abajo en movimiento ML. De izquierda a derecha o de derecha a izquierda en movimiento AP
Postura	Instantánea (el cubilete representa la posición del CDP) o mantenida (la posición del cubilete varía en la dirección que se indique con el CDP con una velocidad proporcional al desplazamiento del mismo)
Trayectorias	Discretas (las figuras siguen una trayectoria recta entre dos posibles), continuas (las figuras siguen cualquier línea recta pudiendo rebotar en los bordes del EV)
Retraso (s)	Tiempo entre figuras
Velocidad (%)	Velocidad de desplazamiento de las figuras expresada como un porcentaje de la velocidad máxima predefinida

Tabla 33. Parámetros del ejercicio ‘Caza plastilinas’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 34). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Trayectorias	Velocidad (%)	Retraso (s)
1	Discretas	20	15
2	Discretas	40	12
3	Continuas	60	10
4	Continuas	80	7
5	Continuas	100	5

Tabla 34. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Caza plastilinas’.

3.1.1.2.4. Sigue el camino

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en redistribuir dinámicamente el peso corporal sobre la base de sustentación para conseguir desplazar el CDP en el eje ML.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un plano cuadrículado sobre el que se ha definido un camino. El CDP del usuario está representado por una pelota que rueda por el suelo con velocidad constante (Figura 48). Cuando la pelota excede los límites del camino se torna roja, hecho que es indicado con un aviso sonoro.

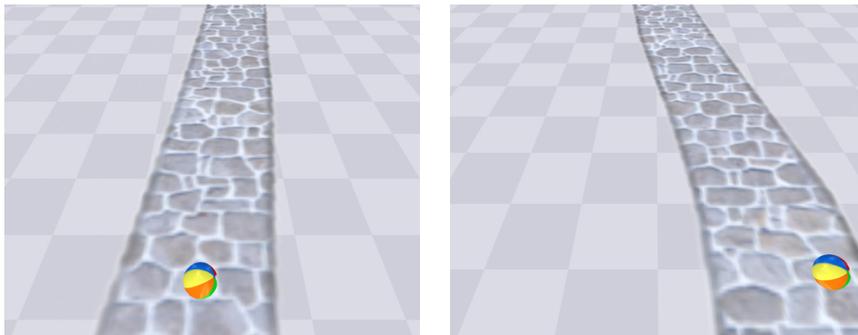


Figura 48. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Sigue el camino’.

Objetivo

El objetivo del ejercicio es mantener la pelota dentro del camino el mayor tiempo posible.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 35.

Parámetro	Definición
Anchura (%)	Anchura del camino por el cual avanza la pelota expresada como un porcentaje de la anchura máxima predefinida
Velocidad (%)	Velocidad con la cual la pelota avanza por el camino expresada como un porcentaje de la velocidad máxima predefinida

Tabla 35. Parámetros del ejercicio ‘Sigue el camino’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 36). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Anchura (%)	Velocidad (%)
1	60	20
2	50	40
3	40	60
4	30	80
5	20	100

Tabla 36. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Sigue el camino’.

3.1.1.2.5. Equilibrismo

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en permanecer inmóvil, manteniendo el CDP en posiciones cercanas a la posición inicial.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un plano cuadrículado en el cual hay una plataforma en equilibrio sobre un rodillo. Sobre la plataforma, un humanoide representa el desplazamiento del CDP en el plano ML (Figura 49). Cuando este desplazamiento excede un umbral, el humanoide se torna rojo, hecho que es indicado con un aviso sonoro.

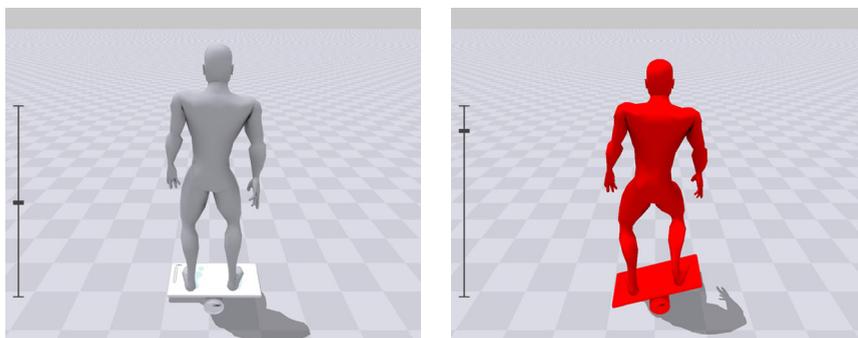


Figura 49. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio 'Equilibrismo'.

Objetivo

El objetivo del ejercicio es mantener al humanoide en equilibrio sobre la plataforma.

Parámetros

El único parámetro del ejercicio es el umbral de desbalanceo, que representa el porcentaje de la excursión máxima en el eje ML a partir del cual se considera que el humanoide ha tocado el suelo.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio, correspondientes a valores del umbral de desbalanceo del 80 %, 60 %, 40 %, 20 % y 10 %, respectivamente.

3.1.1.2.6. Distorsión visual

Tarea motora

La tarea a realizar en el ejercicio consiste en redistribuir dinámicamente el peso corporal sobre la base de sustentación para conseguir desplazar el CDP en el plano del suelo hacia determinadas posiciones.

Entorno virtual

El EV está compuesto por un plano horizontal delimitado por bordes blancos sobre el que existe una cruceta que representa el CDP del usuario, y una zona oscura que representa la posición a la que se debe desplazar el CDP. El plano está dentro de un túnel que puede moverse en el eje sagital (movimientos de aceleración y frenado) o en el plano coronal (rotaciones) (Figura 50). Cuando la cruceta excede los límites de la zona, ésta se torna roja, hecho que es indicado con un aviso sonoro.

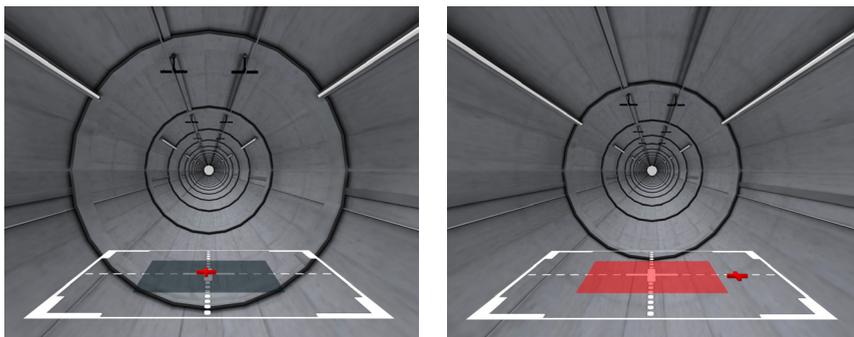


Figura 50. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Distorsión visual’.

Objetivo

El objetivo del ejercicio es mantener la cruceta dentro de la zona sombreada obviando los estímulos visuales distractores el mayor tiempo posible.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 37.

Parámetro	Definición
Posición de la zona	Centrada (la zona de sombra se sitúa en el centro del plano) o aleatoria (la zona de sombra puede aparecer en cualquier región del plano)
Tamaño de la zona (%)	Tamaño de la zona de sombra en la que hay que mantener la cruceta expresado como un porcentaje del tamaño máximo predefinida
Distorsión	Sagital o coronal
Rango de movimiento (%)	Cantidad de movimiento que sufre el fondo expresada como un porcentaje del rango máximo predefinida
Velocidad (%)	Velocidad de rotación o traslación del EV expresada como un porcentaje de la velocidad máxima predefinida

Tabla 37. Parámetros del ejercicio ‘Distorsión visual’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron cinco niveles de dificultad de este ejercicio con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 38). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se

completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Posición de la zona	Tamaño de la zona (%)	Rango de movimiento (%)	Velocidad (%)
1	Centrada	80	20	20
2	Centrada	60	40	40
3	Aleatoria	40	60	60
4	Aleatoria	20	80	80
5	Aleatoria	10	100	100

Tabla 38. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Distorsión visual’.

3.1.2. Estudios

Para determinar la efectividad clínica y la usabilidad de los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal se llevaron a cabo tres estudios clínicos. Un primer estudio evaluó la efectividad de un protocolo de intervención que incluyó los ejercicios desarrollados. Un segundo estudio evaluó la efectividad clínica de dicho protocolo frente a un protocolo de fisioterapia convencional. Finalmente, se estudió el efecto de la cronicidad en la efectividad de la intervención y se valoró esta efectividad mediante técnicas posturográficas. A continuación se describen estos estudios en profundidad.

3.1.2.1. Estudio de la efectividad clínica (EMCI)

Objetivos

Los objetivos de este estudio fueron: 1) determinar la efectividad clínica de un protocolo de intervención mediante el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal en el equilibrio de individuos crónicos con DCA; y 2) estudiar el mantenimiento de las mejorías proporcionadas por dicha intervención.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios con diagnóstico de DCA del servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA que presentaban una hemiparesia como consecuencia de la lesión fueron candidatos a participar en el estudio. Los criterios de inclusión y exclusión se muestran en la Tabla 39.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 16 y ≤ 80	Demencia o afasia severa
Cronicidad > 6 meses	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de seguir instrucciones	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
Capacidad de caminar 10 m con o sin ayudas ortopédicas.	Alteraciones conductuales o psiquiátricas que pudieran interferir en el tratamiento
	Incapacidad de someterse a sesiones de fisioterapia debido a estado general de salud reducido.

Tabla 39. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio ECMI.

Siete sujetos, que satisfacían estos criterios se seleccionaron para el estudio piloto. Las características de los participantes se muestran en la Tabla 40.

Característica	Valor
Sexo (n, %)	
Hombres	6 (85,7 %)
Mujeres	1 (14,3 %)
Edad (años)	48,08 \pm 16,03
Etiología (n)	
Ictus	7 (100,0 %)
Cronicidad (días)	439,86 \pm 103,99

Tabla 40. Características de los participantes del estudio ECMI.

Intervención

Los participantes se sometieron a un protocolo de rehabilitación consistente en 20 sesiones de fisioterapia de una hora de duración, con una frecuencia de tres a cinco veces por semana (Figura 51). Las sesiones de rehabilitación combinaron 30 minutos de entrenamiento mediante los ejercicios desarrollados y 30 minutos de fisioterapia convencional.

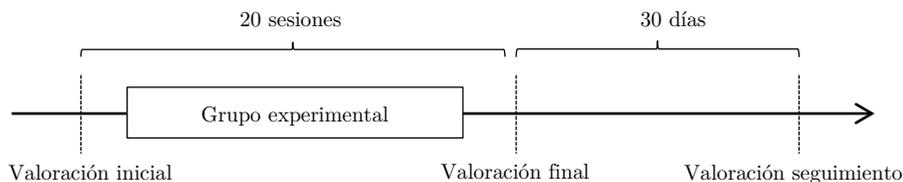


Figura 51. Diseño de estudio longitudinal con valoración de seguimiento.

Los ejercicios de fisioterapia convencional consistieron en ejercicios individuales, los cuales se describen en la sección 1.5.2.1. Se permitieron descansos de un minuto entre repeticiones. El entrenamiento mediante los ejercicios experimentales fue determinado por los fisioterapeutas de acuerdo a las necesidades de cada individuo en un examen previo al estudio. La dificultad de los ejercicios fue establecida en dicho examen y ajustada automáticamente por el sistema durante la intervención. El

equilibrio de los participantes fue valorado con una batería de pruebas antes y después de la intervención, y un mes tras terminar ésta (Tabla 41).

Escalas	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i>
	<i>Functional Reaches Test</i>
	<i>Stepping Test</i>
	<i>30-Second Sit-to-Stand Test</i>
	<i>Timed 'Up and Go' Test</i>

Tabla 41. Escalas utilizadas en el estudio EMCI.

Análisis estadístico

Se empleó estadística descriptiva para todas las variables: BBS, FRT, ST, 30CST y TUG. Para comprobar si existían diferencias significativas en las variables en los tres momentos de valoración (inicial, final y de seguimiento) se empleó un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas (efecto tiempo) con un análisis *post hoc* (Bonferroni) para las comparaciones en los tres momentos.

Resultados

En análisis reveló un efecto tiempo significativo entre la evaluación inicial y la final en todas las medidas. Además, se detectó un efecto significativo entre la valoración final y la de seguimiento en la BBS y el 30CST (Tabla 42).

Escala/Test	Valoración inicial	Valoración final	Valoración de seguimiento	Significación
BBS	37,00±7,30	42,00±6,73	43,86±6,73	T ₁ ** (p=0,002) T ₂ ** (p=0,011)
FRT bipedestación (cm)	23,57±3,99	28,64±8,12	29,86±8,15	T ₁ * (p=0,049)
ST parético (n)	2,86±2,19	5,14±1,95	5,71±2,43	T ₁ ** (p=0,012)
ST no parético (n)	5,14±2,79	7,14±3,08	8,43±3,31	T ₁ ** (p=0,022) T ₂ ** (p=0,001)
30CST (n)	6,29±2,93	10,14±4,67	11,14±4,98	T ₁ ** (p=0,012) T ₂ ** (p=0,018)
TUG (s)	32,71±17,20	28,05±16,08	22,92±12,13	T ₁ * (p=0,045) T ₂ * (p=0,021)

Tabla 42. Resultados del estudio EMCI. T₁: efecto tiempo entre la valoración inicial y la final. T₂: efecto tiempo entre la valoración final y de seguimiento. *: p<0,05, **: p<0,01. n: número de repeticiones.

Discusión

El protocolo experimental combinando el entrenamiento convencional y experimental proporcionó a los participantes una mejoría significativa en todas las escalas tras el tratamiento. Este hecho puede deberse a la intensidad y especificidad de los ejercicios, los cuales requieren múltiples desplazamientos del CDP y la consiguiente adaptación de la postura. El entrenamiento de estas habilidades podría haber llevado a los participantes a una mejoría que se refleja en las escalas clínicas utilizadas. Los

ejercicios desarrollados promueven el equilibrio estático, por lo que la mayor mejoría fue medida y detectada en estas habilidades. Los participantes mostraron una mejoría significativa, incluso en la valoración de seguimiento en la BBS, el ST (en el lado no parético), el 30CST y el TUG.

Los ejercicios desarrollados no incluyeron ejercicios de equilibrio dinámico. Sin embargo, se obtuvieron resultados significativos en pruebas más dinámicas como el TUG. El entrenamiento con el sistema podría haber proporcionado una mejoría progresiva del equilibrio que se reflejó incluso en estas actividades.

Pese a que los resultados deben ser tenidos en cuenta considerando las limitaciones del estudio y la muestra, la mejoría de los participantes tras la intervención es remarcable debido a la cronicidad de la muestra, $439,86 \pm 103,99$ días, la cual es sensiblemente mayor que el periodo de seis meses considerado tradicionalmente como el de máxima recuperación, en el cual tienen lugar los mecanismos de recuperación espontánea (sección 1.4.1) [221].

3.1.2.2. Estudio de la efectividad clínica en comparación con un protocolo de fisioterapia convencional (EMCII)

Objetivos

Los objetivos de este estudio fueron: 1) determinar la efectividad clínica de un protocolo de intervención experimental mediante los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal desarrollados frente a un protocolo de intervención convencional en la rehabilitación del equilibrio en una muestra de individuos crónicos hemiparéticos con DCA; y 2) determinar las percepciones subjetivas de los individuos tras el entrenamiento experimental.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios del servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA con diagnóstico de DCA que presentaban una hemiparesia como consecuencia de la lesión fueron considerados candidatos a participar en el estudio. Los criterios de inclusión y exclusión fueron los mismos que en el anterior estudio (Tabla 39). La muestra final consistió en 20 participantes, los cuales se clasificaron en dos grupos (A y B) de acuerdo a sus puntuaciones en la BBS. El grupo A estuvo compuesto por aquellos sujetos con un alto riesgo de caída, con valores de BBS comprendidos entre 30 y 45. El grupo B estuvo compuesto por sujetos con bajo riesgo de caída, con valores de BBS mayores a 45. Los sujetos de ambos grupos fueron

asignados aleatoriamente bien a un grupo control, que siguió un protocolo de intervención convencional, bien a un grupo experimental, que combinó dichos ejercicios con los ejercicios específicamente diseñados para el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal. La aleatorización se llevó a cabo con un generador de números aleatorios. Dos participantes del grupo control y uno del grupo experimental fueron dados de alta y, consecuentemente, sus datos no se incluyen en el presente trabajo. Con todo ello, la muestra final consistió en 11 hombres y seis mujeres con edades comprendidas entre 16 a 76 años ($47,3 \pm 17,8$) y una cronicidad de $570,9 \pm 313,2$ días. Los participantes presentaron distintas etiologías: TCE ($n=3$), ictus isquémico o hemorrágico ($n=11$) y tumor benigno ($n=3$) (Tabla 43).

Característica	Grupo control	Grupo experimental	Significación
Sexo (n, %)			
Hombres	5 (29,4 %)	6 (35,3 %)	NS (p=0,858)
Mujeres	3 (17,7 %)	3 (17,7 %)	
Edad (años)	49,13±21,18	49,13±21,18	NS (p=0,704)
Etiología (n, %)			
Ictus	5 (29,4 %)	6 (35,3 %)	NS (p=0,657)
TCE	1 (5,9 %)	2 (11,8 %)	
Tumor	2 (11,8 %)	1 (5,9 %)	
Cronicidad (días)	675,50±283,11	675,50±283,11	NS (p=0,204)

Tabla 43. Características de los participantes del estudio ECMII. NS: No significativo.

Ningún participante tenía experiencia previa con sistemas de rehabilitación virtual. Todos ellos dieron consentimiento firmado para formar parte del estudio.

Intervención

El estudio clínico se llevó a cabo en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA. Todos los participantes llevaron a cabo un total de 20 sesiones de rehabilitación de una hora de duración con una frecuencia de tres a cinco sesiones por semana. Los participantes del grupo control realizaron ejercicios de fisioterapia convencional durante 60 minutos. Los participantes del grupo experimental combinaron 30 minutos de fisioterapia convencional con 30 minutos de entrenamiento mediante prototipos de los ejercicios ‘Caza plastilinas’ restringido al eje ML, ‘Simon’ y ‘Explota plastilinas’.

El entrenamiento mediante ejercicios de fisioterapia convencional consistió en los ejercicios descritos anteriormente (sección 1.5.2.1). Se permitieron descansos de un minuto entre repeticiones. El entrenamiento experimental consistió en una repetición de nueve minutos de duración de cada ejercicio con un minuto de descanso entre ellas. El orden de los ejercicios fue el mismo para todos los participantes (‘Caza plastilinas’, ‘Simon’ y ‘Explota plastilinas’) si bien la dificultad se estableció de

acuerdo a su condición física y fue ajustada de manera automática por el sistema durante la intervención.

Todas las sesiones de rehabilitación se llevaron a cabo en el gimnasio del servicio de neurorrehabilitación bajo la supervisión de un terapeuta. Antes de la primera sesión, todos los participantes del grupo experimental recibieron instrucciones acerca de cómo interactuar con el sistema, vieron una demo y finalmente llevaron a cabo una sesión de prueba para que se familiarizaran con los ejercicios.

Todos los participantes fueron valorados al inicio y al final del entrenamiento por el mismo terapeuta, el cual fue ajeno a la intervención de cada participante. El protocolo de valoración incluyó escalas de equilibrio no sólo estáticas sino también dinámicas (Tabla 44). Además de las escalas motoras, se usó una adaptación del Short Feedback Questionnaire (SFQm) [222] para obtener información sobre las respuestas subjetivas de los participantes a la experiencia con el sistema de RV (sección III.2.1).

Escalas	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Brunel Balance Assessment</i> <i>Functional Reaches Test</i> <i>Stepping Test</i> <i>Timed Up and Down Stairs Test</i> <i>30-Second Sit-to-Stand Test</i> <i>Timed "Up and Go" Test</i>
Marcha funcional	<i>1-Minute Walking Test</i> <i>10-Meter Walking Test</i>
Usabilidad	<i>Short Feedback Questionnaire</i> modificado

Tabla 44. Escalas utilizadas en el estudio EMCII.

Todos los participantes fueron evaluados antes y después del tratamiento para evaluar la efectividad de la intervención experimental en comparación con el entrenamiento tradicional mediante fisioterapia convencional (Figura 52).

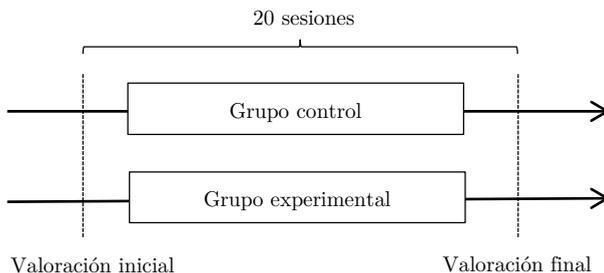


Figura 52. Diseño de estudio controlado.

Análisis estadístico

Las comparaciones de los datos demográficos y clínicos entre el grupo experimental y el control se llevaron a cabo con pruebas t de Student y Chi cuadrado o Fisher en caso oportuno. Un ANOVA de medidas repetidas con el tiempo (antes y después del tratamiento) como factor intra-sujeto y el tratamiento (control *versus* experimental) como factor inter-sujeto se llevó a cabo para todas las escalas y test. Los efectos del tiempo, tratamiento y la interacción tiempo-tratamiento fueron evaluados. Se llevaron a cabo contrastes simples para cada efecto significativo del tiempo para determinar la fuente de las diferencias. El valor de α fue 0.05 para todos los análisis.

Resultados

No se encontraron diferencias significativas entre grupos en las variables demográficas (edad y sexo) o clínicas (cronicidad y etiología) en la línea base (Tabla 43).

El test ANOVA de medidas repetidas entre el principio y el final del estudio reveló un efecto del tiempo significativo para la BBS ($p=0,000$), la BBA ($p=0,048$), el FRT en bipedestación ($p=0,005$), el ST para el miembro parético ($p=0,021$) y sano ($p=0,046$), el 1MWT ($p=0,007$), el TUG ($p=0,004$) y el 30CST ($p=0,003$) (Tabla 45).

Escala/Test	Valoración inicial	Valoración final	Diferencia	Significación
BBS				
Control	45,38±7,35	46,88±6,15	1,50±1,31	T**(p=0,000)
Experimental	41,22±10,57	45,44±8,62	4,22±2,33	GxT*(p=0,011)
BBA				
Control	11,00±1,31	11,13±1,13	0,12±0,35	T*(p=0,048)
Experimental	10,00±2,00	10,33±2,18	0,33±0,50	
FRT bipedestación (cm)				
Control	25,44±9,33	25,63±9,74	0,19±1,56	T**(p=0,005)
Experimental	24,13±7,70	27,25±10,38	3,12±2,36	GxT*(p=0,011)
FRT sedestación (cm)				
Control	40,06±6,87	40,13±7,66	0,06±6,35	NS
Experimental	34,83±11,92	37,78±12,34	2,94±4,05	
ST lado parético (n)				
Control	6,57±2,30	7,57±2,44	1,00±1,29	T*(p=0,021)
Experimental	6,75±3,58	7,63±4,00	0,87±1,46	
ST lado no parético (n)				
Control	8,17±1,72	9,50±3,39	1,33±1,97	T*(p=0,046)
Experimental	9,33±2,81	10,50±3,02	1,16±1,83	
TUDST (s)				
Control	14,82±9,42	12,13±4,94	-2,69±6,19	NS
Experimental	15,38±9,69	13,52±9,60	-1,86±4,67	
30CST (n)				
Control	6,88±3,52	8,50±3,12	1,62±1,68	T**(p=0,003)
Experimental	7,56±4,19	9,00±4,74	1,44±1,81	

TUG (s)				
Control	24,00±14,87	19,52±10,91	-4,48±4,98	T**(p=0,004)
Experimental	20,99±15,11	18,69±13,43	-2,30±2,33	
1MWT (s)				
Control	31,13±13,59	36,38±15,39	5,25±3,99	T**(p=0,007)
Experimental	31,94±12,47	42,69±20,43	10,75±13,78	
10MWT (s)				
Control	14,57±10,95	14,07±9,02	-0,50±2,16	NS
Experimental	13,47±8,29	13,47±10,64	-0,00±2,60	

Tabla 45. Resultados del estudio EMCII. T: efecto de tiempo. GxT: efecto grupo por tiempo. *: $p < 0,05$, **: $p < 0,01$. NS: no significativo.

No se detectó ningún efecto de grupo en ninguna variable en la línea base, lo cual confirma la comparabilidad de ambos grupos. Se detectó interacción grupo por tiempo en los valores de la BBS ($p=0,011$) y en el FRT en bipedestación ($p=0,011$). Con respecto a estas variables, un análisis *post hoc* mostró mayor mejoría en los participantes del grupo experimental en comparación con los participantes control.

El valor del SFQm fue $55,56 \pm 5,94$ sobre 65. Sólo un único participante reportó no haber sentido que tenía el control en los ejercicios.

Discusión

Los resultados de este estudio sugieren que el entrenamiento experimental proporcionó mejoras estadísticamente significativas en medidas del equilibrio estático en comparación con el entrenamiento convencional.

De acuerdo a la evolución en la BBS, pese a que ambos grupos mostraron mejoría a lo largo del tiempo, los resultados muestran una mejoría estadísticamente significativa en el grupo experimental. Sin embargo, de acuerdo a la evolución en la BBA, el aumento en las puntuaciones de ambos grupos no es clarificador, dada la desviación típica de las puntuaciones. Las diferencias en la estructura y contenidos de las dos escalas podrían haber llevado a esta inconsistencia. Puesto que la BBA está estructurada en 14 niveles posibles, esta escala podría no ser tan sensible a cambios pequeños como la BBS.

Los resultados también mostraron una mejoría significativa en el FRT a lo largo del tiempo, con una mayor recuperación en los participantes del grupo experimental. Según los datos, el grupo experimental mejoró cerca de 3 cm sus puntuaciones lo cual se considera una mejoría remarcable. Estudios previos han mostrado que los resultados en el FRT mejoran a lo largo del proceso rehabilitador, si bien la mejoría es mayor en las etapas iniciales de la recuperación. El FRT ha demostrado ser sensible a cambios en sujetos agudos [223] y subagudos [224] tras un programa rehabilitador. Por ello, los resultados de este estudio son prometedores, considerando la cronicidad

de la muestra. Dado que este test es una medida clínica de estabilidad y dado que está correlacionado con habilidades involucradas en el equilibrio y con el riesgo de caída en mayores [65, 69], la relevancia clínica de la mejoría conseguida debe ser destacada.

Pese a que los ejercicios fueron diseñados para entrenar el equilibrio estático de manera específica, se consideraron también en la valoración algunos test relacionados con habilidades del equilibrio durante la marcha y otras tareas motoras complejas. Los resultados mostraron una mejoría estadísticamente significativa en el tiempo en todas las variables, pero no se detectó efecto grupo por tiempo en ninguna de ellas. Ello sugiere que los ejercicios promueven la recuperación del equilibrio estático y tienen escaso efecto en el equilibrio dinámico, puesto que éste no se entrena de manera específica.

La importancia del efecto tiempo es especialmente relevante debido a la cronicidad de la muestra. La mejoría en ambos grupos es remarcable a pesar del hecho de que la cronicidad ($570,9 \pm 313,2$ días) es varias veces superior al periodo de seis meses tradicionalmente considerado como el periodo de máxima recuperación [221, 225]. Este hecho hace que la mejoría proporcionada por el entrenamiento experimental sea todavía más relevante.

Con respecto a los datos de usabilidad, la puntuación del SFQm fue alta y corrobora las impresiones positivas reportadas por los participantes que participaron en el entrenamiento experimental.

3.1.2.3. Estudio del efecto de la cronicidad en la efectividad clínica (EMCIII)

Objetivos

Los objetivos de este estudio fueron: 1) determinar el efecto de la cronicidad en la efectividad clínica de un protocolo de intervención experimental mediante los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal desarrollados y en el mantenimiento de las mejorías proporcionadas en la rehabilitación del equilibrio en individuos crónicos hemiparéticos con ictus; y 2) determinar la efectividad de la intervención mediante herramientas posturográficas y la usabilidad y motivación de los ejercicios desarrollados con cuestionarios estandarizados.

Participantes

Todos los sujetos que habían sufrido un ictus y atendían un protocolo de rehabilitación en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA y en el centro de día de Torrefiel del Instituto Valenciano de Acción Social

fueron candidatos a participar en el estudio. Los criterios de inclusión y exclusión en el estudio se muestran en la Tabla 46.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 50 y ≤ 65	Demencia o afasia severa
Cronicidad > 6 meses	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de seguir instrucciones	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
Capacidad de caminar 10 m con o sin ayudas ortopédicas.	Alteraciones conductuales o psiquiátricas
	Estado general de salud reducido.

Tabla 46. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio ECMIII.

Tras los criterios de inclusión y exclusión, la muestra final consistió en 47 individuos (33 hombres y 14 mujeres), de los cuales 14 presentaron una lesión por causa hemorrágica y 33 presentaron una lesión isquémica. Los participantes se clasificaron en tres grupos según su cronicidad. El grupo A reunió a los participantes con cronicidad menor a un año. El grupo B reunió a los participantes que habían sufrido el accidente cerebrovascular entre uno y dos años antes del estudio. El grupo C incluyó a los participantes con cronicidad mayor a dos años. Las características de los participantes se muestran en la Tabla 47.

Característica	Grupo A (cronicidad 6-12 meses)	Grupo B (cronicidad 12- 24 meses)	Grupo C (cronicidad >24 meses)	Significación
Sexo (n, %)				
Hombres	10 (62,5 %)	13 (86,7 %)	10 (62,5 %)	NS (p=0,240)
Mujeres	6 (37,5 %)	2 (13,3 %)	6 (37,5 %)	
Edad (años)	58,75 \pm 8,65	58,67 \pm 7,98	59,88 \pm 5,02	NS (p=0,876)
Etiología (n, %)				
Ictus isquémico	12 (75,0 %)	11 (73,3 %)	10 (62,5 %)	NS (p=0,705)
Ictus hemorrágico	4 (25,0 %)	4 (26,7 %)	6 (37,5 %)	
Cronicidad (días)	245,69 \pm 60,07	476,13 \pm 87,44	2174,94 \pm 1136,81	p=0,000

Tabla 47. Características de los participantes del estudio ECMIII. NS: No significativo.

Intervención

El estudio clínico se llevó a cabo en las instalaciones del servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA y del centro de día de Torrefiel del Instituto Valenciano de Acción Social. Todos los participantes se sometieron al mismo protocolo de intervención. Dicho protocolo consistió en 20 sesiones de rehabilitación de una hora de duración combinando 40 minutos de entrenamiento mediante los ejercicios desarrollados y 20 minutos de fisioterapia convencional (sección 1.5.2.1). Se permitieron descansos de dos minutos cada diez minutos de entrenamiento en aquellos participantes que lo requirieron. Las sesiones de rehabilitación fueron administradas con una frecuencia de tres a cinco veces por semana.

La batería de ejercicios y su dificultad fueron determinadas por un terapeuta especializado en una sesión exploratoria previa de acuerdo a las necesidades de cada participante. Durante la intervención, la dificultad fue ajustada automáticamente por el sistema, o por un fisioterapeuta que supervisó las sesiones de entrenamiento. El equilibrio de los participantes fue valorado al inicio y al final de la intervención, y un mes tras la misma (Figura 53).

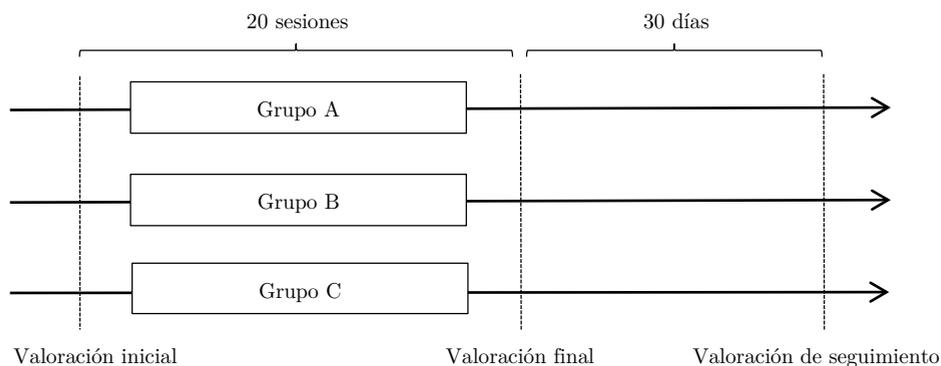


Figura 53. Diseño de estudio controlado con tres grupos y valoración de seguimiento.

La valoración del equilibrio incluyó una batería de pruebas clínicas y una prueba posturográfica mediante el sistema NedSVE/IBV (Tabla 48). Asimismo, se registraron las percepciones subjetivas de los participantes mediante el *System Usability Scale* (SUS) [226] y el *Intrinsic Motivation Inventory* (IMI) [227].

Escala	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Functional Reaches Test</i> <i>Stepping Test</i> <i>Timed Up and Down Stairs Test</i> <i>30-Second Sit-to-Stand Test</i> <i>Timed "Up and Go" Test</i>
Marcha funcional	<i>10-Meter Walking Test</i>
Posturografía	<i>modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance.</i> Excursión máxima y velocidad del centro de presión <i>Limits of Stability.</i> Excursión máxima y control direccional <i>Rhythmic Weight Shift.</i> Control direccional
Usabilidad	<i>System Usability Scale</i>
Motivación	<i>Intrinsic Motivation Inventory</i>

Tabla 48. Escalas utilizadas en el estudio EMCIII.

El SUS es una escala de diez ítems que proporciona una visión global de la percepción subjetiva de la usabilidad de un sistema. Es una escala tipo Likert de 5 puntos y su resultado varía de 0 a 100. El IMI es un cuestionario multidimensional estructurado

en distintas subescalas valorado en una escala tipo Likert de 7 puntos. Para este estudio se utilizaron las subescalas de interés/disfrute, competencia percibida, presión/tensión y valor/utilidad. Valores cerca del 7 en cada subescala del IMI representan valores positivos en términos de motivación excepto en la subescala de presión/tensión, donde valores elevados representan niveles altos de tensión. Una descripción en profundidad de estos cuestionarios puede consultarse en la sección III.2.2 y III.2.3).

Análisis estadístico

Las comparaciones de los datos demográficos y clínicos entre los tres grupos se llevaron a cabo con pruebas t de Student y Chi cuadrado o Fisher en caso oportuno. Un ANOVA de medidas repetidas con el tiempo en las tres valoraciones del estudio como factor intra-sujeto y la cronicidad como factor inter-sujeto se llevó a cabo para todas las escalas y test. Los efectos del tiempo, tratamiento y la interacción tiempo-tratamiento fueron evaluados. Se llevaron a cabo nuevos análisis ANOVA para cada efecto tiempo significativo entre la valoración inicial y final, y entre la valoración final y la de seguimiento para determinar su origen. El valor de α fue 0.05 para todos los análisis.

Resultados

Pese a las diferencias entre los tres grupos derivadas de la estratificación por cronicidad no se encontraron diferencias significativas en el resto de características (Tabla 47).

El análisis de medidas repetidas entre las tres valoraciones del estudio reveló un efecto tiempo significativo para la BBS ($p=0,000$), el FRT ($p=0,000$) y el 30CST ($p=0,000$), así como para los parámetros más relevantes del test posturográfico: la velocidad media del CDP durante el test mCTSIB ($p=0,001$), los límites de estabilidad y el control direccional durante el test LOS ($p=0,000$) y la valoración del test RWS ($p=0,000$) (Tabla 49). Nuevos análisis ANOVA fueron llevados a cabo particularizados para cada efecto tiempo.

Escala/Test	Valoración inicial	Valoración final	Diferencia	Significación
BBS				
Grupo A	39,06±7,37	43,00±6,15	44,75±5,64	T**($p=0,000$)
Grupo B	40,53±11,77	45,60±9,46	48,00±8,09	GxT**($p=0,005$)
Grupo C	44,69±5,51	47,88±5,30	47,75±5,52	
FRT (cm)				
Grupo A	24,06±8,98	27,44±7,14	29,00±6,69	T**($p=0,000$)
Grupo B	24,47±4,07	27,68±6,81	28,87±7,23	GxT*($p=0,044$)
Grupo C	24,41±5,91	26,00±6,18	25,25±5,80	

ST lado parético (n)	6,56±3,74	7,25±4,07	7,19±4,26	NS
Grupo A	6,93±4,82	7,40±3,64	7,00±3,78	
Grupo B	7,53±5,01	7,80±4,00	7,80±4,07	
Grupo C				
ST lado no parético (n)				
Grupo A	6,94±4,09	7,69±4,16	8,12±3,96	NS
Grupo B	7,53±2,69	7,93±2,52	7,67±2,89	
Grupo C	7,65±3,09	7,60±2,58	7,53±2,23	
TUDST (s)				
Grupo A	20,86±4,71	19,24±4,09	20,03±2,99	NS
Grupo B	15,46±6,64	14,35±7,89	14,27±8,54	
Grupo C	16,56±10,72	16,89±11,72	16,31±8,29	
30CST (n)				
Grupo A	8,81±7,68	10,56±4,73	11,69±4,84	T**(p=0,004)
Grupo B	9,87±3,64	12,07±4,28	12,00±4,11	GxT*(p=0,017)
Grupo C	9,19±4,00	9,93±3,99	9,56±5,13	
TUG (s)				
Grupo A	24,59±12,17	23,07±12,57	22,93±13,68	NS
Grupo B	23,68±12,44	23,01±13,77	22,87±12,26	
Grupo C	23,83±18,52	23,60±22,78	23,59±21,80	
10MWT (s)				
Grupo A	27,84±27,54	26,29±27,69	26,42±26,78	NS
Grupo B	14,17±5,61	12,81±5,73	12,97±5,48	
Grupo C	21,06±13,12	20,44±12,79	20,42±12,92	
mCTSIB Velocidad (cm/s)				
Grupo A	2,39±0,27	2,22±0,49	2,10±0,52	T**(p=0,006)
Grupo B	1,82±0,42	1,68±0,40	1,58±0,45	
Grupo C	1,89±1,06	1,85±0,89	1,93±0,98	
LOS Excursión (%)				
Grupo A	92,79±23,97	98,67±17,39	101,92±14,99	T**(p=0,000)
Grupo B	81,88±9,01	95,03±10,81	94,67±13,02	GxT*(p=0,000)
Grupo C	81,42±29,27	94,25±26,56	86,36±23,56	
LOS Control direccional (%)				
Grupo A	52,50±9,66	65,09±16,32	72,97±10,93	T**(p=0,000)
Grupo B	56,45±11,49	68,52±4,08	78,98±3,53	GxT*(p=0,005)
Grupo C	52,89±22,70	63,80±18,50	65,09±14,78	
RWS Valoración ML (%)				
Grupo A	82,25±9,93	88,56±6,89	97,65±3,44	T**(p=0,000)
Grupo B	82,47±7,96	85,20±8,81	90,33±11,25	GxT*(p=0,001)
Grupo C	83,06±14,48	92,25±10,93	89,75±9,95	
RWS Valoración AP (%)				
Grupo A	80,44±12,27	92,19±6,94	94,50±6,98	T**(p=0,000)
Grupo B	82,20±13,58	90,20±7,68	88,73±8,47	GxT*(p=0,020)
Grupo C	88,75±12,79	93,56±3,99	90,06±6,22	

Tabla 49. Resultados del estudio EMCIII. T: efecto de tiempo. GxT: efecto grupo por tiempo. *: p<0,05, **: p<0,01. NS: no significativo.

En la BBS, los tres grupos mejoraron de manera similar durante la intervención, pero su evolución fue diferente tras ésta. Así pues, mientras los grupos de menor cronicidad

continuaron reflejando mejorías clínicas, si bien éstas fueron ligeramente menores a las experimentadas durante la intervención, los resultados del grupo de mayor cronicidad se estancaron ($p=0,008$). Una tendencia similar pudo observarse en el FRT y el 30CST. Los tres grupos mejoraron de manera similar durante la intervención experimental pero el grupo de mayor cronicidad mostró una evolución diferente tras ésta, con una ligera reducción de las puntuaciones ($p=0,048$ en el caso de la BBS y $p=0,005$ en el caso del FRT). Los efectos detectados en las escalas y test clínicos se vieron respaldados por los resultados en las pruebas posturográficas, tanto en los desplazamientos máximos del CDP ($p=0,000$), como en el control del mismo ($p=0,005$). Los resultados obtenidos en el test RWS en ambos ejes evidenciaron un descenso en las puntuaciones de los participantes más crónicos tras la intervención experimental ($p=0,002$ y $p=0,006$ en los ejes ML y AP, respectivamente), si bien en este test sólo el grupo de menor cronicidad experimentó mejoría. La velocidad del CDP durante el test mCTSIB mostró un comportamiento similar con una tendencia a la significación ($p=0,061$).

Con respecto a la usabilidad, no se encontraron diferencias significativas entre los tres grupos al comparar los resultados de la SUS, los cuales representaron valores muy satisfactorios. Igualmente, la IMI mostró resultados elevados en todos grupos, sin diferencias significativas entre ellos (Tabla 50).

	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Significación
SUS	79,53±10,23	78,03±5,96	74,06±9,54	NS ($p=0,207$)
IMI				
Interés/Disfrute	5,85±0,73	5,49±1,01	5,19±1,11	NS ($p=0,160$)
Competencia percibida	5,40±0,91	5,41±0,99	5,29±1,32	NS ($p=0,784$)
Presión/Tensión	2,06±0,88	2,25±0,91	1,85±0,79	NS ($p=0,439$)
Valor/Utilidad	5,97±0,69	5,92±1,08	5,19±1,16	NS ($p=0,053$)

Tabla 50. Resultados de usabilidad y motivación del estudio EMCIII.

Discusión

El presente estudio analiza los efectos de la cronicidad en la efectividad clínica del entrenamiento experimental de las estrategias coxal y maleolar. Los resultados mostraron que, si bien la muestra de población más crónica experimentó mejorías clínicas tras la intervención, también presentó más problemas a la hora de mantener los beneficios conseguidos. Además, el estudio también evalúa las percepciones de usabilidad y motivación tras el entrenamiento, determinando que todos los sujetos con independencia de la cronicidad consideran los ejercicios desarrollados usables y motivadores.

Al analizar las variables con independencia de la significación estadística existe una clara tendencia a la mejoría en todas las escalas y pruebas utilizadas en el estudio tras el entrenamiento. Sin embargo, los efectos experimentados al finalizar éste varían

en función de la escala o test y, sobre todo, de la cronicidad. Un primer análisis detectó un efecto tiempo en la BBS, el FRT y el 30CST. Los resultados obtenidos ratifican aquéllos reportados en estudios anteriores, en los que la BBS y el FRT mostraron ser especialmente efectivos para registrar la evolución experimentada tras el entrenamiento (sección 3.1.2.1 y 3.1.2.2). No en vano, la realización de un alcance con la mano que requiere el FRT exige la redistribución del peso corporal y el ajuste postural, habilidades que fueron específicamente entrenadas durante la intervención experimental.

En concreto, la mejoría experimentada en la BBS tras el entrenamiento fue superior en ocasiones al umbral establecido por algunos autores como el cambio mínimo detectable (CMD). Estudios previos han establecido el CMD en 6-7 puntos para cronicidades bajas (30,3 días) [228] y en 2,5 puntos para valores de cronicidad desde los seis meses a 17 años [229]. Estos estudios ponen de manifiesto, por tanto, la efectividad del entrenamiento experimental, sobre todo en fases crónicas de la patología. Sin embargo, aun siendo relevante, los individuos con mayor cronicidad experimentaron menor mejoría y, además, mostraron una mayor dificultad para mantener los beneficios obtenidos tras el tratamiento. Los resultados de este estudio muestran un ligero estancamiento en las puntuaciones obtenidas por este grupo tras el entrenamiento, mientras que el resto de participantes con menor cronicidad continuaron mejorando su condición según esta escala, aunque con menor intensidad que durante la intervención experimental. Los resultados en el FRT y el 30CST muestran la misma tendencia. Pese a que los sujetos más crónicos fueron capaces de experimentar mejorías significativas tras el entrenamiento, presentaron dificultades en mantener estos beneficios a lo largo del tiempo. Cabe destacar los beneficios obtenidos en el 30CST, pues aunque las habilidades valoradas en este test no se entrenaron de manera específica, el entrenamiento pudo haber facilitado una transferencia de los beneficios a otras habilidades.

Los resultados de las pruebas posturográficas también ratifican el efecto comentado. Tras la intervención los participantes mostraron menor velocidad del CDP durante el test mCTSIB, lo cual refleja un menor balanceo. Este hecho se asocia comúnmente con una mejoría clínica, si bien es cierto que dicha afirmación es válida hasta cierto punto, pues el balanceo puede entenderse como una respuesta natural del SNC para prepararse ante los posibles cambios del entorno. Pese a no mostrar una relación significativa, los participantes más crónicos aumentaron ligeramente su balanceo en ausencia del entrenamiento experimental, volviendo a valores similares a los que presentaron en la línea base. Respecto al test LOS, todos los participantes mostraron una mejoría significativa tras el entrenamiento. De la misma forma que en el FRT, este test refleja en gran medida la habilidad entrenada durante la

intervención, pues como se comentó previamente (sección 1.1.2), las estrategias maleolar y coxal intentan mantener el CDP dentro de la base de soporte. El aumento de los límites de estabilidad pudo ser un reflejo directo del entrenamiento y también se entiende comúnmente como un signo de mejoría clínica [230]. Tras la intervención, mientras los sujetos menos crónicos mantuvieron o mejoraron sus registros, los sujetos con mayor cronicidad obtuvieron peores resultados. El control direccional durante el test LOS y la valoración del test RWS en los ejes ML y AP mostraron el mismo comportamiento.

Las valoraciones de usabilidad y motivación tras utilizar el sistema de entrenamiento experimental fueron elevadas en todos los participantes, con independencia del grupo al que pertenecieron. Este hecho, el cual respalda resultados de estudios anteriores, es especialmente relevante, pues pese a que individuos más crónicos podrían llevar más tiempo en programas de rehabilitación, encontraron el sistema igual de motivador y usable que aquéllos con menor cronicidad.

Los resultados deben ser considerados teniendo en cuenta las limitaciones del estudio. Por una parte, la muestra es representativa de un servicio de neurorrehabilitación convencional y la etiología se limitó a accidentes cerebrovasculares. La extrapolación de los resultados debe realizarse cuidadosamente teniendo esto en cuenta. Por otra parte, la estratificación de cronicidades llevó a valores muy diferentes entre el grupo C y el resto de grupos. Este hecho estuvo limitado por las características de la muestra del centro donde se reclutaron los participantes más crónicos. Pese a ello, el tamaño muestral del estudio (47 participantes) sustenta los resultados obtenidos.

En conclusión, los resultados de este estudio muestran que: 1) el entrenamiento experimental basado en los principios de aprendizaje motor puede proporcionar beneficios a individuos que han sufrido un ictus, incluso mucho tiempo después de la lesión (la media de cronicidad del grupo C fue casi de seis años). En estos estadios, la mera repetición de movimientos puede no ser suficiente para proporcionar beneficios relevantes, los cuales pueden promoverse mediante intervenciones intensivas, adaptadas en dificultad y orientadas a la realización de una tarea concreta; 2) pese a que los individuos más crónicos fueron capaces de experimentar mejorías significativas, presentaron dificultades para mantener los beneficios, de lo cual puede deducirse que la cronicidad podría tener un efecto negativo, sobre todo, en el mantenimiento de las mejorías, más allá de en su consecución; y 3) que el sistema de entrenamiento desarrollado es una herramienta usable y motivadora para todos los participantes con independencia de su cronicidad.

Cabe destacar, para finalizar, la importancia de que aquellos individuos que han sufrido un ictus (o una lesión cerebral, en general) sigan en protocolos de rehabilitación mientras puedan beneficiarse de ellos. Los datos aquí presentados demuestran que este hecho debe venir definido por un criterio clínico. Sin embargo, en la actualidad viene definido por factores temporales (los sujetos son dados de alta tras un tiempo del ingreso), o en mayor medida, económicos.

3.2. Estrategia podal

3.2.1. Descripción

Para la rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de la estrategia podal se desarrolló un ejercicio que requirió la realización de alcances con un pie manteniendo el peso corporal en la otra pierna. El sistema desarrollado permitió el uso de los tres sistemas de *tracking* descritos en la sección 2.2 para interactuar con el ejercicio. Dicho ejercicio se describe en profundidad a continuación.

3.2.1.1. Chafa plastilinas

Tarea motora

La tarea a llevar a cabo en el ejercicio consiste en realizar alcances con una extremidad manteniendo la otra inmóvil (pasos) y reclutarla, posteriormente, hacia el cuerpo. El ejercicio entrena el control de tronco y de las extremidades inferiores y los patrones de movimiento iniciados por ambos componentes en bipedestación. Los patrones de movimiento iniciados por las extremidades inferiores resultan en una distribución del peso sobre una o ambas piernas o en el movimiento de una pierna en el espacio. Los patrones de movimiento iniciados por el tronco superior resultan en ajustes posturales para mantener el equilibrio. Específicamente, alcances en el eje AP requieren la flexo-extensión de la cadera, la pelvis, la rodilla y la columna vertebral, y la flexión plantar y dorsal de los tobillos. Los alcances laterales requieren la abducción-aducción de la cadera y la pelvis, la extensión de las rodillas y la curvatura de la columna. En general, el ejercicio entrena el control de tronco, las variaciones de la base de soporte, el apoyo monopodal y otras fases de la marcha [231].

Entorno virtual

El EV consiste en un plano cuadrículado en cuyo centro se encuentra un círculo oscurecido, alrededor del cual surgen distintas figuras geométricas de plastilina. El usuario es representado en el mundo virtual por un avatar simplificado, consistente en dos zapatos que imitan el movimiento de sus pies en el mundo real. El EV es representado en tercera persona, desde un punto de vista elevado ligeramente posterior al centro del mismo. Esta vista permite a los usuarios visualizar su espacio peripersonal en todas las direcciones del espacio (Figura 54).

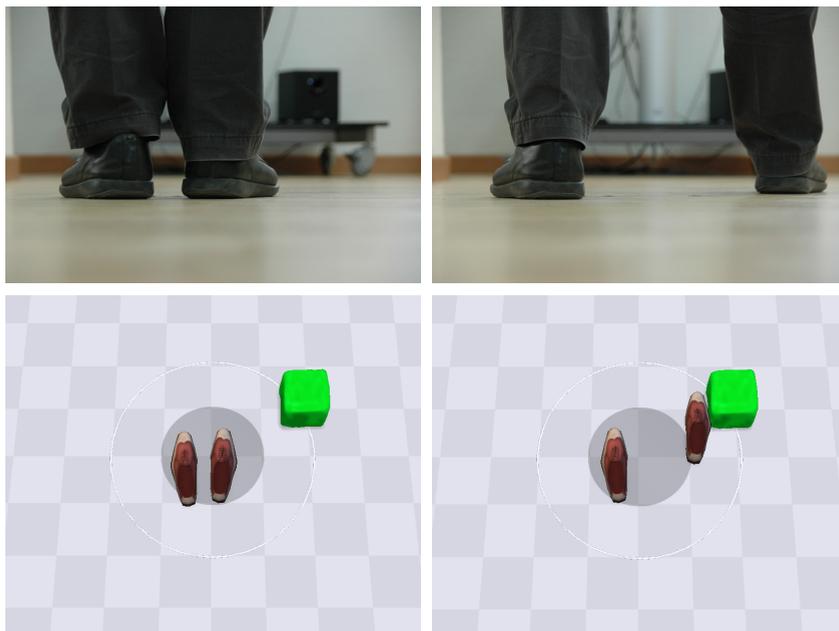


Figura 54. Ejemplo de funcionamiento del ejercicio ‘Chafa plastilinas’.

Objetivo

El objetivo del ejercicio consiste en alcanzar (chafar) las figuras que surgen del suelo con el pie más cercano a ellas, manteniendo el pie de soporte dentro del círculo central. Tras alcanzar la figura, la extremidad extendida debe ser reclutada de nuevo hacia al cuerpo, entrando nuevamente dentro del círculo. Este hecho es indicado en el EV por unas flechas que apuntan hacia el círculo central (Figura 55.a). Si el usuario no recluta la pierna extendida, el ejercicio no permite que una nueva figura sea alcanzada, hecho que se indica mediante un cambio de color de los zapatos, los cuales se vuelven rojos (Figura 55.b).

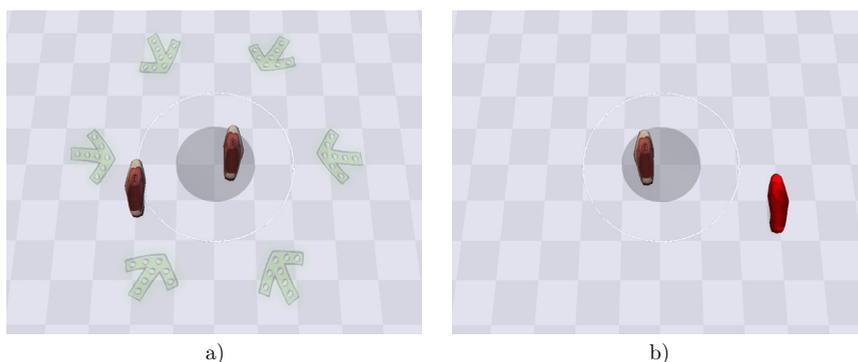


Figura 55. Ejemplos de feedback proporcionado por el ejercicio ‘Chafa plastilinas’.

Parámetros

Los parámetros del ejercicio se muestran en la Tabla 51.

Parámetro	Definición
Zona de aparición	Regiones del espacio (de entre ocho posibles) donde pueden aparecer las figuras
Distancia (cm)	Distancia a la que aparecen las figuras del centro del EV
Número máximo de figuras simultáneas (n)	Número de figuras que pueden haber en el EV de manera simultánea
Tiempo de vida (s)	Tiempo que están presentes, y por tanto alcanzables, las figuras
Tamaño (cm)	Tamaño de las figuras

Tabla 51. Parámetros del ejercicio ‘Chafa plastilinas’.

Para las intervenciones presentadas en este trabajo se definieron nueve niveles de dificultad con distintas configuraciones de los parámetros descritos (Tabla 52). El ejercicio aumenta automáticamente de nivel de dificultad cuando se completa una sesión con un porcentaje de aciertos superior al 80 %. Asimismo, el ejercicio disminuye el nivel de dificultad cuando el porcentaje de aciertos es inferior al 20 %.

Nivel	Número de figuras simultáneas (n)	Distancia (cm)		Tiempo de vida (s)		Tamaño (cm)	
		mín.	máx.	mín.	máx.	mín.	máx.
1	1	30	30	5	10	15	20
2	1	40	40	10	10	15	20
3	1	50	50	10	10	15	20
4	1	50	50	10	10	10	10
5	1	50	50	3	3	10	10
6	2	50	50	10	10	15	20
7	2	50	50	10	10	10	10
8	2	50	50	3	3	10	10
9	3	60	60	3	3	10	10

Tabla 52. Niveles de dificultad del ejercicio ‘Chafa plastilinas’. mín: mínimo, máx: máximo.

3.2.2. Estudios

3.2.2.1. Estudio de la efectividad clínica (EPI)

Objetivos

Los objetivos de este estudio fueron: 1) determinar la efectividad clínica de un protocolo de intervención en el equilibrio mediante el entrenamiento de la estrategia podal en individuos crónicos con DCA; 2) estudiar el mantenimiento de las mejoras proporcionadas por dicha intervención; y 3) determinar las percepciones subjetivas de los individuos tras el entrenamiento experimental.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios con diagnóstico de DCA del servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA que presentaban una hemiparesia como consecuencia de la lesión fueron candidatos a participar en el estudio. Los criterios de inclusión y exclusión se muestran en la Tabla 53.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 16 y ≤ 80	Demencia o afasia severa
Cronicidad > 6 meses	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de seguir instrucciones	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
Capacidad de realizar transferencias dinámicas en bipedestación, tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 9)	Alteraciones conductuales o psiquiátricas que pudieran interferir en el tratamiento
	Incapacidad de someterse a sesiones de fisioterapia debido a estado general de salud reducido.

Tabla 53. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPI.

Diez sujetos que satisfacían estos criterios se seleccionaron para el estudio piloto. Las características de los participantes se muestran en la Tabla 54.

Característica	Valor
Sexo (n, %)	
Hombres	8 (80,0 %)
Mujeres	2 (20,0 %)
Edad (años)	41,6 \pm 15,0
Etiología (n)	
Ictus	7 (70,0 %)
TCE	3 (30,0 %)
Cronicidad (días)	240,5 \pm 76,3

Tabla 54. Características de los participantes del estudio EPI.

Intervención

Los participantes se sometieron a un protocolo de rehabilitación consistente en 20 sesiones de una hora de duración, administradas con una frecuencia de tres a cinco veces por semana. Las sesiones de rehabilitación combinaron 20 minutos de entrenamiento mediante el ejercicio desarrollado y 40 minutos de fisioterapia convencional. Los ejercicios de fisioterapia convencional se describen en la sección 1.5.2.1. El entrenamiento experimental consistió en tres repeticiones de seis minutos de duración con un minuto de descanso entre ellas.

Las sesiones se realizaron en una parte acondicionada del gimnasio de fisioterapia bajo la supervisión de un terapeuta. En este estudio, los movimientos de los participantes se detectaron mediante el sistema de *tracking* óptico descrito en la sección 2.2.1.1. El primer día de tratamiento, todos los participantes recibieron una

explicación sobre la dinámica del ejercicio, visualizaron una demostración del mismo y realizaron una sesión de entrenamiento para familiarizarse con su uso. En la sesión inicial, los participantes comenzaron en el nivel más básico de dificultad que permitía el sistema y a partir de las siguientes sesiones se aumentó el nivel de dificultad en función de los resultados obtenidos, bien por el terapeuta o bien por el propio sistema.

Todos los participantes fueron valorados al inicio y al final de la intervención, y un mes tras su finalización, periodo durante el cual los participantes continuaron su rehabilitación mediante fisioterapia convencional (Figura 51). La evaluación clínica de los participantes incluyó dos escalas clínicas del equilibrio, la BBS y la POMAb, y una prueba posturográfica, en la que se evaluó el control del equilibrio en los ejes ML y AP, los límites de estabilidad y los índices vestibular, somático y visual de los participantes mediante el sistema NedSVE/IBV (sección 2.1.1.2). Además, se administró el cuestionario de usabilidad SFQm para recabar información subjetiva de las experiencias durante el entrenamiento (Tabla 55).

Escalas	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Performance Oriented Mobility Assessment</i> Subescala de equilibrio
Posturografía	<i>Limits of Stability</i> . Excursión máxima y control direccional Índice vestibular Índice somático Índice visual
Usabilidad	<i>Short Feedback Questionnaire</i> modificado

Tabla 55. Escalas utilizadas en el estudio EPI.

Análisis estadístico

Se empleó estadística descriptiva para las variables cuantitativas y descriptivos de frecuencia para las medidas cualitativas. Para comprobar si existían diferencias significativas en las variables bajo estudio entre las tres valoraciones (inicial, final y de seguimiento) se empleó un ANOVA de medidas repetidas (efecto tiempo) con un análisis *post hoc* (Bonferroni) para las comparaciones en los tres momentos.

Resultados

Los resultados obtenidos en las escalas y los parámetros extraídos de la posturografía se muestran en la Tabla 56. El análisis de medidas repetidas mostró una mejoría significativa (efecto tiempo) en la BBS ($p < 0,01$) y en la POMAb ($p < 0,01$). Asimismo, en los parámetros extraídos del análisis posturográfico se observaron mejoras significativas en el índice vestibular ($p < 0,05$), en el control AP ($p < 0,05$) y una tendencia a la significación en el control ML ($p = 0,059$). El análisis *post hoc* reveló mejorías significativas entre la valoración inicial y la final en la BBS, la

POMAb y en el control AP, las cuales se mantuvieron al mes de completar el entrenamiento experimental. No se observaron mejorías estadísticamente significativas en ninguna de las variables bajo estudio entre la valoración final y de seguimiento.

Desde el punto de vista clínico, tres de los cuatro participantes que al inicio del tratamiento precisaban una ayuda técnica (bastón cuadrípode) para una marcha segura por interiores, consiguieron prescindir de dichas ayudas tras la intervención.

Escala/Test	Valoración inicial	Valoración final	Valoración de seguimiento	Significación
BBS	46,2±4,7	50,4±3,6	51,9±3,9	T ₁ ** T ₂ **
POMAb	23,2±3,8	26,4±1,4	27,2±1,1	T ₁ ** T ₂ **
LOS Excursión (%)	79,3±10,0	81,2±9,4	80,5±9,4	NS
LOS Control direccional (%)				
Eje ML	84,9±14,2	90,8±8,8	91,5±8,5	NS
Eje AP	81,1±10,8	87,5±7,2	88,6±0,1	T ₁ *
Índices (%)				
Vestibular	50,2±44,4	79,9±29,9	79,4±30,4	T ₂ *
Somático	96,0±3,5	97,6±2,2	97,7±2,0	NS
Visual	97,8±2,2	97,7±2,7	97,8±2,2	NS

Tabla 56. Resultados del estudio EPI. Los valores de la posturografía están expresados como porcentaje respecto a la normalidad. T₁: Efecto tiempo entre la valoración inicial y final. T₂: Efecto tiempo entre la valoración final y de seguimiento. *: p<0,05. **: p<0,01. NS: no significativo.

De acuerdo a las puntuaciones obtenidas en el cuestionario de usabilidad, los participantes describieron la experiencia como agradable (3,7±0,9), sintieron un elevado nivel de presencia durante la experiencia (4,1±0,8), y percibieron el entorno como realista (3,7±1,1). Así mismo, los participantes mostraron una adecuada comprensión del *feedback* aportado por el sistema (4,4±0,9), y un buen control de la situación (3,6±0,8). En general, describieron su ejecución como exitosa (3,7±0,8), y no percibieron grandes dificultades para llevar a cabo la tarea (3,5±1,0) o en el uso del dispositivo (4,0±1,0).

Discusión

Si bien los resultados expuestos en este estudio deben tenerse en cuenta considerando las características específicas de nuestra muestra y la ausencia de un grupo control, las mejorías detectadas tras el entrenamiento experimental y la estabilización de esas puntuaciones un mes después de concluir el mismo confirman la efectividad de la intervención. La relevancia clínica de estos resultados debe ser destacada teniendo en cuenta la cronicidad la nuestra muestra. De hecho, la mejoría media obtenida tanto en la BBS como en la POMAb son ligeramente inferiores a los CMD publicados

en algunos estudios para estas escalas en poblaciones con patología neurológica en fase más aguda o en muestras de sujetos sanos [228, 232, 233].

En consonancia con la mejoría clínica, el entrenamiento experimental también mostró mejoría en las puntuaciones obtenidas en el análisis posturográfico. El análisis inicial mostró el patrón clásico descrito en individuos hemiparéticos con una clara reducción de los límites de estabilidad con predominio en el hemicuerpo parético, una alteración en la integración de las aferencias vestibulares a expensas de un creciente peso de las aferencias visuales y una reducción global en las pruebas de control rítmico y direccional [234, 235]. El entrenamiento fue capaz de mejorar el índice vestibular y el control rítmico. Los resultados en estos test alcanzaron valores típicos mostrados por individuos sanos de edad similar. La ausencia de mejoría detectable en los límites de estabilidad podría estar relacionada con la especificidad de la tarea entrenada.

El protocolo experimental combinó los beneficios de otros sistemas de entrenamiento del equilibrio basados en el uso de nuevas tecnologías, como los sistemas de posturografía con *feedback* [236] o el empleo de EV proporcionados por videoconsolas de entretenimiento. Frente a estos sistemas, el ejercicio desarrollado presentó, como ventajas añadidas, su versatilidad y la especificidad de su diseño y contenido. En este sentido, el ejercicio permite abarcar un amplio espectro del proceso rehabilitador, desde las fases iniciales de recuperación hasta las fases más avanzadas. El sistema desarrollado permite al terapeuta planificar sesiones personalizadas para cada sujeto (nivel de intensidad y dificultad, tiempo de descanso y de trabajo, etc.), ajustando el programa terapéutico a sus necesidades y capacidades en cada una de las fases de la rehabilitación. Su diseño específico, a diferencia de sistemas de entretenimiento con *software* no clínico (videojuegos comerciales), permite además una fácil interacción paciente-sistema-terapeuta. Así pues, de acuerdo a los resultados del estudio de usabilidad, el entrenamiento fue valorado como una actividad altamente motivante. Ninguno de los participantes refirió efectos adversos y todos coincidieron en considerar que el ejercicio fomenta la participación activa en el proceso de recuperación. Además, frente a otros sistemas más complejos, la configuración utilizada en este estudio fue fácilmente integrable en el entorno clínico, además de tratarse de un sistema de bajo coste en comparación con los sistemas tradicionales de RV. Según los resultados en el SFQM, los niveles de presencia e inmersión del sistema son comparables a los de otras soluciones más invasivas.

3.2.2.2. Estudio de la efectividad clínica en comparación con un protocolo de fisioterapia convencional (EPII)

Objetivos

Los objetivos de este estudio fueron: 1) determinar la efectividad clínica de un protocolo de intervención experimental mediante el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal frente a un protocolo de intervención convencional en la rehabilitación del equilibrio en individuos crónicos hemiparéticos con ictus; y 2) determinar las percepciones subjetivas de los individuos tras el entrenamiento experimental. La etiología de la muestra en este estudio se restringió a accidentes cerebrovasculares, bien hemorrágicos o isquémicos. Otras etiologías dentro del DCA se descartaron para poder comprobar los efectos en esta población. La edad se restringió a adultos mayores con el mismo fin.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios del servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA con diagnóstico de ictus y que presentaban una hemiparesia como consecuencia de la lesión fueron considerados candidatos a participar en el estudio (Tabla 57).

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 40 y ≤ 70	Demencia o afasia severa (<i>Mississippi Aphasia Screening Test</i> (MAST) [237] < 45)
Cronicidad > 6 meses	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de seguir instrucciones	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
Capacidad de mantener una posición erguida en bipedestación durante 30 s	Alteraciones conductuales o psiquiátricas que pudieran interferir en el tratamiento
sin asistencia ni sujeción, tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 7)	Incapacidad de someterse a sesiones de fisioterapia debido a estado general de salud reducido.

Tabla 57. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPII.

Tras los criterios de inclusión y exclusión, la muestra final consistió en 22 participantes. Todos los sujetos fueron asignados aleatoriamente a un grupo de control, que recibió fisioterapia convencional, o a un grupo experimental, que combinó fisioterapia convencional con el entrenamiento de la estrategia podal mediante el ejercicio desarrollado. La aleatorización se realizó por ordenador usando un generador básico de números aleatorios. La secuencia de asignación fue llevada a cabo por un investigador independiente. Un sujeto del grupo experimental que sufrió un ictus recurrente y un sujeto del grupo control que desarrolló un episodio epiléptico

durante el tratamiento abandonaron el protocolo, por lo que sus datos no son incluidos en el estudio (Tabla 58).

Característica	Grupo control	Grupo experimental	Significación
Sexo (n, %)			
Hombres	5 (50,0 %)	4 (40,0 %)	NS (p=0,6)
Mujeres	5 (50,0 %)	6 (60,0 %)	
Edad (años)	55,0±11,6	58,3±11,6	NS (p=0,5)
Educación (años)	13,0±3,9	10,7±4,3	NS (p=0,2)
Etiología (n, %)			
Ictus isquémico	6 (60,0 %)	7 (70,0 %)	NS (p=0,6)
Ictus hemorrágico	4 (40,0 %)	3 (30,0 %)	
Cronicidad (días)	687,6±222,1	407,5±232,4	NS (p=0,1)

Tabla 58. Características de los participantes del estudio EPII. NS: no significativo.

Intervención

El estudio clínico se llevó a cabo en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA. Todos los participantes dieron su consentimiento para tomar parte en el estudio y proporcionaron un informe escrito. Los participantes llevaron a cabo un total de 20 sesiones de rehabilitación de una hora de duración con una frecuencia de cinco sesiones por semana durante cuatro semanas. En cada sesión, los participantes del grupo control llevaron a cabo una hora de fisioterapia convencional con el protocolo descrito en la sección 1.5.2.1. Los participantes del grupo experimental combinaron 30 minutos de fisioterapia convencional y 30 minutos de entrenamiento mediante el ejercicio desarrollado, en ese orden. Los ejercicios convencionales fueron administrados consecutivamente en repeticiones únicas de 10 minutos en el grupo control, y de cinco minutos en el experimental. Se permitió un minuto de descanso entre ellas. Antes de la primera sesión de entrenamiento, un fisioterapeuta estableció la dificultad de los ejercicios de acuerdo a las necesidades particulares de cada participante. El entrenamiento experimental consistió en tres repeticiones de nueve minutos con un minuto y medio de descanso entre ellos. De manera homóloga al entrenamiento convencional, el nivel de dificultad del entrenamiento experimental fue determinado para cada participante por un fisioterapeuta con experiencia en el sistema en una sesión exploratoria previa. Durante el estudio, el ejercicio ajustó el nivel de dificultad de acuerdo al porcentaje de aciertos (sección 3.2.1.1).

Todas las sesiones se llevaron a cabo en un área dedicada del gimnasio de fisioterapia bajo la supervisión de un terapeuta. Antes de la primera sesión, los participantes fueron instruidos en el uso común con el sistema, vieron una demostración, y finalmente realizaron una sesión de prueba. De la misma manera que en el estudio EPI, los movimientos de los participantes se detectaron mediante el

sistema de *tracking* óptico. Los participantes fueron evaluados por el mismo terapeuta ciego al inicio y al final de la intervención con una batería de escalas y test clínicos. Para comprobar las respuestas subjetivas de los participantes a la experiencia virtual, todos los participantes completaron el cuestionario de usabilidad SFQm al finalizar el protocolo de tratamiento (Tabla 59).

Escalas	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de equilibrio <i>Brunel Balance Assessment</i>
Marcha funcional	<i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de marcha <i>10-Meter Walking Test</i>
Usabilidad	<i>Short Feedback Questionnaire</i> modificado

Tabla 59. Escalas utilizadas en el estudio EPII.

Análisis estadístico

Las comparaciones de los datos demográficos y clínicos entre el grupo experimental y el control se llevaron a cabo con pruebas t de Student y Chi cuadrado o Fisher en caso oportuno. Un ANOVA de medidas repetidas considerando el tiempo (antes y después del tratamiento) como factor intra-sujeto y el tratamiento (control *versus* experimental) como factor inter-sujeto se llevó a cabo para los resultados de la BBS, la POMAb, la POMAg y el 10MWT. Los efectos del tiempo, tratamiento y la interacción tiempo-tratamiento fueron evaluados. Para cada ANOVA, se calculó el tamaño del efecto (η_p^2), cuyos valores varían de 0 a 1, con valores más elevados indicando mayor proporción de varianza representada por la variable independiente. Se llevaron a cabo contrastes simples para cada efecto significativo del tiempo para determinar la fuente de las diferencias. Un test Chi cuadrado se llevó a cabo para comparar el porcentaje de participantes de ambos grupos que mejoraron su nivel de acuerdo a la BBA tras el tratamiento. El valor de α fue 0,05 para todos los análisis.

Resultados

No se detectaron diferencias significativas en los datos demográficos (edad, sexo y educación) o clínicos (cronicidad) al inicio (Tabla 58). Una prueba t de Student tampoco reveló diferencias significativas en las escalas y test clínicos en la línea base ($p > 0,05$).

El ANOVA de medidas repetidas al principio y al final de la intervención reveló un efecto tiempo significativo en las puntuaciones de la BBS ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,6$) y en el 10MWT ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,2$) (Tabla 60). Se detectó una interacción grupo por tiempo en la BBS ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,2$) y en el 10MWT ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,2$). Con respecto a estas variables a lo largo del estudio, un análisis *a posteriori* mostró mayor mejoría en el

grupo experimental en comparación con el grupo control ($3,8 \pm 2,6$ versus $1,8 \pm 1,4$ en la BBS y $-1,9 \pm 1,6$ s versus $-0,0 \pm 2,3$ s en el 10MWT).

Escala/Test	Evaluación inicial	Evaluación final	Diferencia (95 % CI)	Significación (p, tamaño del efecto)
BBS				
Control	44,4±7,0	46,2±5,7	1,8±1,4 (0,8 a 2,8)	T**(p=0,000, $\eta_p^2=0,6$)
Experimental	47,2±6,7	51,0±4,6	3,8±2,6 (1,9 a 5,6)	GxT*(p=0,047, $\eta_p^2=0,2$)
POMAb				
Control	13,8±1,7	13,2±1,9	-0,6±1,7 (-1,8 a 0,6)	NS
Experimental	14,0±3,0	15,2±0,8	1,2±2,4 (-0,5 a 2,9)	
POMAg				
Control	10,8±2,8	10,3±1,7	0,5±2,0 (-1,9 a 0,9)	NS
Experimental	10,1±2,0	10,7±1,8	0,6±0,7 (0,1 a 1,1)	
BBA				
Control				$(\chi^2=2,5, p=0,007)$
Nivel≤9	2 (20 %)	1 (10 %)	-1	
Nivel=10	1 (10 %)	2 (20 %)	1	
Nivel=11	3 (30 %)	3 (30 %)	0	
Nivel=12	4 (40 %)	4 (40 %)	0	
Experimental				
Nivel≤9	2 (20 %)	1 (10 %)	-1	
Nivel=10	0 (0 %)	0 (0 %)	0	
Nivel=11	2 (20 %)	1 (10 %)	0	
Nivel=12	6 (60 %)	8 (80 %)	2	
10MWT (s)				
Control	17,0±10,9	17,0±10,1	0,0±2,3 (-1,7 a 1,6)	T*(p=0,043, $\eta_p^2=0,2$)
Experimental	13,4±6,4	11,5±5,3	-1,9±1,6 (-3,0 a -0,7)	GxT*(p=0,048, $\eta_p^2=0,2$)

Tabla 60. Resultados del estudio EPII. CI: intervalo de confianza. G: efecto grupo. T: efecto tiempo.

GxT: efecto grupo por tiempo. *: $p < 0,05$. **: $p < 0,01$. NS: no significativo.

Con respecto a la BBA, tres participantes del grupo experimental y sólo un participante del grupo control aumentaron su nivel en esta escala al final del tratamiento ($p=0,007$). Dos participantes del grupo experimental aumentaron un nivel y otro participante aumentó del nivel 9 (sección 3) al 12. El único participante del grupo control que mejoró en la BBA, puntuó 9 en la valoración inicial y 10 tras el tratamiento.

Respecto a los datos de usabilidad, el resultado global del SFQM fue $55,7 \pm 3,4$, con resultados que variaron de 49 a 61. De acuerdo con estos resultados, la mayoría de los participantes describieron la experiencia como divertida ($4,1 \pm 0,6$), sintieron una marcada sensación de presencia durante la experiencia virtual ($4,3 \pm 0,9$), fueron conscientes de sus éxitos ($3,9 \pm 1,0$) y reportaron haber tenido un buen control de sus movimientos en el EV ($3,8 \pm 0,4$). Además, los participantes percibieron el EV como realista ($3,7 \pm 0,8$), entendieron el *feedback* que proporcionó el sistema ($4,5 \pm 0,5$) y consideraron que la terapia fue útil ($4,7 \pm 0,5$). Ningún participante experimentó

problemas durante el entrenamiento. De hecho, las puntuaciones concernientes a confort ($4,6\pm 0,7$), ausencia de mareo ($4,8\pm 0,4$), molestias visuales ($5,0\pm 0,0$) y desorientación ($4,4\pm 1,1$) fueron elevadas. Los participantes no percibieron grandes dificultades mientras realizaban las tareas requeridas ($3,6\pm 0,8$) o mientras usaban los marcadores reflectantes necesarios para el *tracking* óptico ($4,3\pm 0,7$).

Discusión

De acuerdo a los resultados, el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal constituye una herramienta efectiva y usable para la rehabilitación del equilibrio en individuos con daño cerebral. La validez clínica viene demostrada por la mejoría a nivel motor experimentada por los participantes del grupo experimental en comparación con la mejoría experimentada por los participantes del grupo control. Los participantes que usaron el ejercicio experimental obtuvieron mejores resultados en las actividades dinámicas que requirieron control del equilibrio, de los cuales se deduce una supuesta transferencia en términos de independencia y funcionalidad en las AVD [180].

Los resultados de este estudio mostraron mejorías estadísticamente significativas en la BBS y el 10MWT. La mejoría observada en el grupo experimental puede ser considerada relevante de acuerdo a la cronicidad de la muestra y al CMD establecido para cada test usado. Los resultados muestran una mejoría en BBS sobre 3-4 puntos, lo cual se corresponde con el CMD sugerido por algunos autores para adultos sanos con valores de BBS iniciales de 45 a 56 [232]. Como se comentó en estudios previos, con respecto a los sujetos que han sufrido un ictus, algunos estudios han establecido el CMD en 6-7 puntos para cronicidades bajas (30,3 días) [228] y en 2,5 puntos para valores de cronicidad desde los seis meses a 17 años [229]. Las discrepancias en ambos valores pueden explicarse debido a las diferentes cronicidades de los dos estudios. Estos estudios remarcan la relevancia de los resultados obtenidos en la BBS, dado que la muestra presentó una cronicidad mayor a seis meses, tal y como se definió en los criterios de inclusión.

Respecto al 10MWT, algunos estudios que incluyen sujetos que han sufrido un ictus en fase aguda o crónica establecieron la mínima mejoría relevante clínicamente entre 1 y 1,6 s en términos absolutos [238, 239] y entre 16 y 22 % en términos relativos [240]. Esto también destaca los resultados obtenidos en el estudio.

Aparte de la mejoría en la BBS y el 10MWT, cuatro participantes (20 % de la muestra), tres del grupo experimental y uno del grupo de control, redujeron su discapacidad según la BBA. La naturaleza discreta de esta escala (la BBA está distribuida en niveles y secciones), el efecto techo detectado en nuestra muestra (el 50 % de los participantes presentaban el máximo nivel en la línea base) y el limitado

periodo de tratamiento podrían haber evitado mayores diferencias en la evolución de ambos grupos.

La mejoría clínica reportada por las medidas cuantitativas del equilibrio y la velocidad de la marcha, así como por el porcentaje de los participantes que mejoraron en habilidades relacionadas con el equilibrio según la BBA, confirman la relación entre la función del equilibrio y otros aspectos de movilidad funcional y marcha previamente publicados [241, 242]. El ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal entrena la velocidad y la precisión de los cambios en la base de apoyo y la habilidad de bipedestación a un pie de manera jerárquica. Estas habilidades son importantes para muchas actividades como caminar (en la fase de apoyo monopodal) [243]. Estudios previos también sugieren la importancia de las habilidades del equilibrio, y no tanto de la fuerza muscular, como factores importantes de la marcha en sujetos con ictus [244]. El equilibrio ha demostrado determinar tanto la velocidad como otras medidas cuantitativas y cualitativas de la marcha [242]. Las puntuaciones en la BBS también demostraron ser coherentes con otras escalas como el 10MWT [245].

Los resultados en las valoraciones de la POMA podrían ser explicados por las propiedades psicométricas de esta escala. Cinco de los 20 participantes habían alcanzado el máximo valor en la POMAb en la valoración inicial, y seis de ellos habían alcanzado el máximo en la POMAg. Sin embargo, ningún participante había alcanzado el máximo en la BBS. Esto puede explicar las distintas sensibilidades de ambos test para detectar cambios en la condición de los participantes. Estos efectos son consistentes con otros estudios (sección 3.2.2.1), que también revelaron beneficios derivados del entrenamiento en pruebas posturográficas. La especificidad del ejercicio desarrollado podría explicar también los cambios detectados en la velocidad (10MWT) pero no en la calidad de la marcha (POMAg).

Los resultados sugieren que el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal puede promover la adquisición de estrategias motoras necesarias para llevar a cabo los cambios posturales requeridos para confrontar de manera rápida y segura los estímulos ambientales que amenazan la estabilidad. Este entrenamiento puede mejorar directamente la estabilidad y el equilibrio e indirectamente, mejorar la seguridad y la velocidad de la marcha de individuos con ictus.

Con respecto a las experiencias subjetivas, de acuerdo a los resultados del SFQm, los ejercicios diseñados son altamente motivantes e inmersivos e involucran activamente a los individuos en el proceso rehabilitador. Ninguno de los participantes sufrió efectos negativos durante el entrenamiento.

Las limitaciones del estudio deben tenerse en cuenta al analizar los datos. Primero, pese a que el tamaño muestral fue similar a otros estudios [99], 22 participantes pueden ser considerados una muestra pequeña. Segundo, dado que el estudio no incluyó datos de seguimiento, la persistencia de los beneficios proporcionados por el entrenamiento virtual no pudo ser evaluada. Sin embargo, estudios previos no aleatorizados (sección 3.2.2.1) revelaron un mantenimiento de la mejoría un mes tras la intervención en todas las escalas utilizadas. Finalmente, las características de la muestra están inherentemente relacionadas con el servicio de neurorrehabilitación donde tuvo lugar el estudio, lo que podría restringir la generalización de los resultados. Aun con todo, las diferencias significativas en la mejoría de ambos grupos con tal cronicidad (con niveles mínimos de recuperación espontánea) sugieren que el entrenamiento experimental puede proporcionar mejorías en el equilibrio en individuos con ictus.

3.2.2.3. Estudio de la efectividad clínica de un protocolo de telerrehabilitación en comparación con un protocolo de fisioterapia convencional (EPIII)

Objetivos

El objetivo de la telerrehabilitación es derivar parte de la terapia de las clínicas de neurorrehabilitación a casa de los pacientes [246]. Estos programas proporcionan flexibilidad para diseñar a medida los calendarios de entrenamiento, pueden implantarse en áreas remotas donde no existen clínicas de neurorrehabilitación y pueden ahorrar costes (como aquéllos derivados de los desplazamientos a la unidad de neurorrehabilitación). Distintos estudios considerando el uso de la RV han sido aplicados a la recuperación de distintas habilidades, desde la movilidad de los miembros superiores [247, 248] al tobillo [249], generalmente usando dispositivos robóticos. Respecto a la rehabilitación del equilibrio y el control postural, estudios previos han usado un bidepestador equipado con un giróscopo para permitir a los participantes interactuar con un EV donde debían evitar distintos obstáculos mediante transferencias de peso [107].

Los objetivos de este estudio fueron: 1) comparar la efectividad clínica de un programa de telerrehabilitación experimental mediante el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal frente a un programa de rehabilitación en la clínica mediante el mismo ejercicio; 2) comparar las experiencias subjetivas en cuanto a usabilidad y motivación de ambos programas; y 3) comparar el coste del programa de telerrehabilitación frente al programa de intervención en la clínica.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios que estaban recibiendo atención en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA y que presentaron una hemiparesia residual a una lesión cerebral debido a un ictus fueron candidatos a participar en el estudio (Tabla 61).

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 40 y ≤ 75	Demencia o afasia severa (MAST <45)
Cronicidad > 6 meses	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Negligencia unilateral espacial
Capacidad de mantener una posición erguida en bipedestación durante 30 s sin asistencia ni sujeción tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 7)	Ataxia u otro síntoma cerebeloso
Acceso a internet desde el hogar	

Tabla 61. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPIII.

Durante el reclutamiento, 115 individuos con ictus participaron en un protocolo de intervención holística en el servicio de neurorrehabilitación. De éstos, 23 sujetos rechazaron participar en el estudio. Un total de 37 sujetos de la muestra resultante (40,22 %) cumplieron los criterios de inclusión. Seis de ellos fueron descartados debido a alto riesgo de ser dados de baja en el servicio. La muestra total constó de 31 participantes, los cuales fueron asignados aleatoriamente a un grupo control o a un grupo experimental. El grupo control estuvo formado por 16 participantes, mientras que el grupo experimental estuvo formado por 15 participantes. Un participante del grupo control fue dado de alta del programa y fue excluido del estudio. Por lo tanto, sus datos no se incluyen en este trabajo. El análisis final consta de 30 participantes, 15 en el grupo control y 15 en el grupo experimental.

La muestra final constó de 17 hombres y 13 mujeres, con una edad media de $55,53 \pm 8,39$ años y una cronicidad media de $325,43 \pm 55,32$ días. Un total de 19 participantes presentaron un ictus hemorrágico y un total de 11 participantes, un ictus isquémico (Tabla 62).

Característica	Grupo control	Grupo experimental	Significación
Sexo (n, %)			
Hombres	7 (46,67 %)	10 (66,67 %)	NS (p=0,269)
Mujeres	8 (53,33 %)	5 (33,33 %)	
Edad (años)	$55,60 \pm 7,29$	$55,47 \pm 9,63$	NS (p=0,966)
Etiología (n, %)			
Ictus isquémico	10 (66,67 %)	9 (60,0 %)	NS (p=0,705)
Ictus hemorrágico	5 (33,33 %)	6 (40,0 %)	
Cronicidad (días)	$316,73 \pm 49,81$	$334,13 \pm 60,79$	NS (p=0,398)

Tabla 62. Características de los participantes del estudio EPIII. NS: no significativo.

Intervención

Como se ha comentado, todos los participantes fueron aleatorizados en dos grupos: un grupo control, que realizó el protocolo de intervención en la clínica, y un grupo experimental, que realizó el protocolo de intervención en casa. Todos los participantes utilizaron el mismo sistema de *tracking*, consistente en el *tracking* de esqueleto. La asignación fue ocultada por un investigador independiente. La aleatorización se generó por ordenador usando un generador básico de números aleatorios. Un fisioterapeuta (PTA), ciego a la intervención, fue responsable de valorar a los participantes y de supervisar y ajustar su entrenamiento. Un fisioterapeuta independiente (PTB), que no fue ciego a la intervención, fue responsable de explicar el entrenamiento y proporcionar soporte técnico.

Todos los participantes se sometieron al mismo protocolo consistente en 20 sesiones de entrenamiento de la estrategia podal mediante el ejercicio diseñado. Las sesiones duraron 45 minutos y se administraron tres veces a la semana (lunes, miércoles y viernes). Cada sesión consistió en seis repeticiones de seis minutos de duración con descansos de 90 s entre ellos. La dificultad del entrenamiento fue ajustada por PTA en una sesión exploratoria previa. Durante la intervención, la dificultad fue ajustada automáticamente por el sistema o por el terapeuta. La evolución de los participantes fue revisada una vez a la semana por PTA para detectar posibles problemas. Además, PTB condujo pequeñas entrevistas semanales con los participantes del grupo experimental para detectar errores en el funcionamiento. El tiempo dedicado a estas tareas fue registrado. Los días restantes (martes y jueves) ambos grupos se sometieron a fisioterapia convencional en la clínica. Estas sesiones entrenaron habilidades no relacionadas directamente con el equilibrio para completar el entrenamiento motor. Tras 20 sesiones de intervención, los participantes volvieron al programa de fisioterapia convencional en la clínica.

El equilibrio de los participantes fue evaluado con la BBS, la POMA y la BBA. Además, todos los participantes valoraron sus experiencias con el sistema tras la intervención mediante los cuestionarios SUS e IMI (Tabla 63).

Escala	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de equilibrio <i>Brunel Balance Assessment</i>
Marcha funcional	<i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de marcha
Usabilidad	<i>System Usability Scale</i>
Motivación	<i>Intrinsic Motivation Inventory</i>

Tabla 63. Escalas utilizadas en el estudio EPIII.

Todos los participantes fueron valorados antes, después y un mes tras la intervención por PTA (Figura 56).

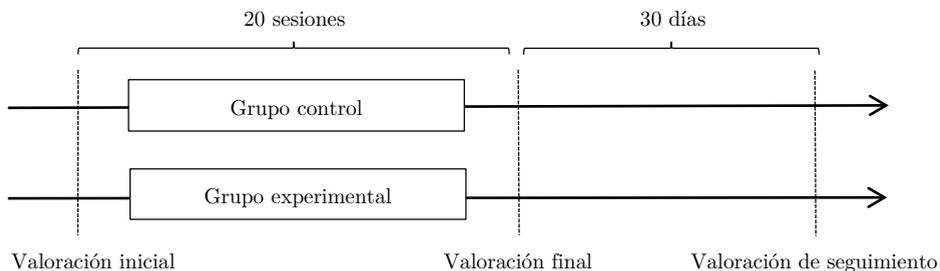


Figura 56. Diseño de estudio controlado con valoración de seguimiento.

Los costes de ambos programas fueron registrados en términos de recursos humanos (tiempo dedicado a la asistencia durante la intervención, a la monitorización de la evolución de los participantes y a la resolución de problemas técnicos), viajes a la unidad de neurorrehabilitación e instrumentación (portátil, Kinect™ y acceso a internet). Durante la intervención en la clínica, un fisioterapeuta monitorizó el entrenamiento de los participantes con el sistema mientras asistía a otro paciente. Como se mencionó previamente, una vez a la semana PTA monitorizó la progresión de los participantes. Este proceso incluyó el análisis de los resultados y el ajuste de la dificultad. Además PTB tuvo entrevistas semanales con los participantes del grupo experimental. Ambos terapeutas registraron el tiempo dedicado a estos asuntos. Los terapeutas nunca fueron a casa de los participantes. En caso de problemas técnicos no solucionados los participantes llevaron el sistema a la clínica en la siguiente visita.

Análisis estadístico

Las comparaciones de los datos demográficos y clínicos entre el grupo experimental y el control se llevaron a cabo con pruebas t de Student y Chi cuadrado o Fisher en caso oportuno. Un ANOVA de medidas repetidas considerando el tiempo (antes, después y un mes tras el tratamiento) como factor intra-sujeto y el tratamiento (control *versus* experimental) como factor inter-sujeto se llevó a cabo para los resultados de la BBS, la POMAb y la POMAg. Los efectos del tiempo, tratamiento y la interacción tiempo-tratamiento fueron evaluados. Para cada ANOVA, se calculó el tamaño del efecto (η_p^2), cuyos valores varían de 0 a 1, con valores más elevados indicando mayor proporción de varianza representada por la variable independiente. Se llevaron a cabo contrastes simples para cada efecto significativo del tiempo para determinar la fuente de las diferencias. Un test Chi cuadrado se llevó a cabo para comparar el porcentaje de participantes de ambos grupos que mejoraron su nivel de acuerdo a la BBA tras el tratamiento. El nivel α fue definido como 0,05 para todos los análisis.

Resultados

El análisis de medidas repetidas reveló un efecto tiempo significativo en ambos grupos en la BBS ($p=0,001$, $\eta_p^2=0,68$), la POMAb ($p=0,025$, $\eta_p^2=0,24$), la POMAg ($p=0,001$, $\eta_p^2=0,57$) y en la BBA ($\chi^2=15,0$, $p=0,002$; $\chi^2=21,9$, $p=0,001$) (Tabla 64). Con respecto a estas variables durante la intervención, un análisis *a posteriori* mostró una mejoría significativa en ambos grupos en todas las escalas entre las valoraciones inicial y final. Sin embargo, no se detectó mejoría entre la valoración final y la de seguimiento en ninguna de ellas. No se detectó ninguna interacción grupo por tiempo significativa en ninguna escala.

Escala	Evaluación inicial	Evaluación final	Evaluación seguimiento	Significación (p, tamaño del efecto)
BBS				T**($p=0,001$, $\eta_p^2=0,68$)
Control	48,80±5,01	51,07±5,09	51,27±5,12	
Experimental	47,53±3,85	51,20±2,11	51,53±2,07	
POMAb				T*($p=0,025$, $\eta_p^2=0,24$)
Control	15,07±1,10	15,33±0,72	15,53±0,74	
Experimental	14,53±1,68	15,40±0,82	15,47±0,74	
POMAg				T**($p=0,001$, $\eta_p^2=0,57$)
Control	10,40±1,45	10,80±1,37	10,93±1,22	
Experimental	10,00±0,93	10,93±0,79	11,00±0,84	
BBA				T ₁ **($\chi^2=15,0$, $p=0,002$)
Control				
Nivel=7	0	0	0	
Nivel=8	1	0	0	
Nivel=9	1	0	0	
Nivel=10	0	1	1	
Nivel=11	2	1	1	
Nivel=12	11	13	13	
Experimental				T ₁ **($\chi^2=21,9$, $p=0,001$)
Nivel=7	1	0	0	
Nivel=8	0	0	0	
Nivel=9	0	0	0	
Nivel=10	2	0	0	
Nivel=11	1	3	2	
Nivel=12	11	12	13	

Tabla 64. Resultados de efectividad clínica del estudio EPIII. CI: intervalo de confianza. T: efecto tiempo. T₁: efecto tiempo entre las valoraciones inicial y final. *: $p<0,05$. **: $p<0,01$. NS: no significativo.

Con respecto a la usabilidad, no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos al comparar los resultados de la SUS. Los resultados medios en esta escala en ambos grupos fueron altos (87,50±5,40 en el grupo experimental y 85,40±4,70 en el grupo control) con puntuaciones individuales variando de 77 a 95. De manera similar, no se encontraron diferencias significativas en la motivación de ambos grupos, medida

con el IMI. Los resultados en este cuestionario fueron elevados (>4,9) para todas las subescalas con excepción de la subescala de presión/tensión (Tabla 65).

	Control	Experimental	Significación
SUS	85,40±4,70	87,50±5,40	NS (p=0,961)
IMI			
Interés/Disfrute	6,02±0,28	6,16±0,27	NS (p=0,671)
Competencia percibida	4,90±0,33	5,02±0,34	NS (p=0,902)
Presión/Tensión	1,09±0,41	1,28±0,36	NS (p=0,909)
Valor/Utilidad	5,99±0,64	6,12±0,56	NS (p=0,460)

Tabla 65. Resultados de usabilidad y motivación del estudio EPIII.

Con respecto a los costes, la intervención en la clínica requirió 8,34±0,36 h de un fisioterapeuta, mientras que la intervención en casa requirió 1,63±0,78 h (Tabla 66). La intervención en la clínica también requirió 20 viajes de ida y vuelta al servicio de neurorrehabilitación en un vehículo especializado. La intervención en casa requirió, por su parte, un gasto en material aproximado de 580 euros.

	Control	Experimental
Recursos humanos (h)		
Fisioterapia ^a	7,5	-
Monitorización	0,84±0,36	0,77±0,41
Asistencia técnica	-	0,86±0,67
Viajes (n)		
Control	20	-
Instrumentación ^b (€)		
Portátil	-	420 €
Kinect™	-	125 €
Internet	-	35 €

Tabla 66. Resultados de costes del estudio EPIII. ^aResultados estimados considerando que se dedica la mitad del tiempo de un fisioterapeuta durante cada sesión. ^bCostes estimados de acuerdo al marco español. El coste de la instrumentación en la clínica no se tuvo en cuenta.

Discusión

Los resultados mostraron que, pese a que todos los participantes, con independencia del grupo al que pertenecían, mejoraron a lo largo de la intervención, no hubo diferencia significativa en la evolución de ambos grupos, tal y como se puede ver en las escalas de equilibrio.

Sin embargo, la mejoría observada en ambos grupos, sobre todo entre la valoración inicial y la final, debe ser destacada. Una mejoría de 3-4 puntos en los resultados de la BBS entre ambas valoraciones apoya la efectividad clínica del entrenamiento de la estrategia podal, lo cual demuestra, como en anteriores estudios, que el entrenamiento intensivo, repetitivo, particularizado y orientado a tarea puede promover beneficios clínicos incluso mucho tiempo después de la lesión. Además, los

cambios detectados fueron incluso mayores que el CMD para población con ictus con cronicidades de seis meses a 17 años, el cual ha sido establecida en 2,5 puntos según algunos estudios [182].

Los resultados en la POMAb, la POMAg y la BBA están en línea con estos resultados. Primero, pese a que se detectó una mejoría significativa en la POMAb entre la valoración inicial y la final, los cambios detectados no fueron tan notables como en la BBS. La sensibilidad de la POMAb para detectar cambios en la condición de la muestra podría haber evitado mayores efectos. Segundo, de acuerdo con la BBA, cuatro participantes del grupo control y tres participantes del grupo experimental mejoraron su condición en, al menos, un nivel. El aumento de un nivel al siguiente es de hecho, el CMD de esta escala [64]. Probablemente, no se detectaron mayores mejorías debido a un efecto techo en esta escala. En la línea base, 22 participantes, once de cada grupo, fueron clasificados en el nivel máximo definido por esta escala. Finalmente, pese a que la marcha no fue específicamente entrenada, una mejoría en la condición general de los participantes promovida por el reaprendizaje de la estrategia de paso, el cambio de peso y la adaptación postural involucrando las extremidades superiores, el tronco, la pelvis, la cadera, las rodillas y los tobillos, podría haber llevado a una mejoría en la marcha, tal y como refleja la POMAg.

Es importante destacar que el protocolo de intervención descrito en este estudio combinó un programa de fisioterapia convencional con el entrenamiento de la estrategia podal mediante el ejercicio desarrollado, y que ambas intervenciones fueron complementarias. Además, ambos grupos presentaron sujetos con una funcionalidad elevada.

Los resultados en el SUS y el IMI fueron altos en ambos grupos, ligeramente mayores en el grupo experimental, si bien esta diferencia fue despreciable. No se detectaron diferencias significativas entre ambos grupos, lo cual sugiere que todos los participantes consideraron la intervención usable y motivadora, con independencia de la administración del programa. Los resultados medios en el SUS sobrepasaron el umbral de 70, el cual se ha sugerido para definir a un sistema como aceptable en términos de usabilidad. Por lo tanto, estos resultados reflejan que los participantes consideraron que el sistema fue fácil de usar, fácil de aprender y robusto. En términos de motivación, los resultados en el IMI mostraron que la mayor parte de los participantes valoraron el sistema como divertido y lo consideraron útil para mejorar sus déficits. Cabe destacar que los resultados de la competencia percibida fueron altos, aunque fueron los más bajos de todo el cuestionario, al contrario que los resultados de interés/disfrute. Este hecho podría estar explicado por la continua adaptación del nivel de dificultad durante la intervención, lo cual podría haber

llevado a una tarea desafiante en cada sesión que motivara a los participantes a mejorar en la tarea al mismo tiempo que les permitía ser conscientes de sus limitaciones.

Con respecto a los costes, el tiempo dedicado por los fisioterapeutas al grupo control ($8,34 \pm 0,36$ h) fue significativamente mayor que el dedicado al grupo experimental ($1,63 \pm 0,78$ h), pese a que cabría esperar que el tiempo dedicado a asistencia técnica disminuyera con el tiempo en intervenciones más largas. Para calcular los gastos generales de ambas intervenciones y estudiar un caso real, se tuvo en cuenta nuestro propio escenario. Concretamente, se consideraron las siguientes asunciones. Primero, el salario base de los fisioterapeutas incluyendo las contribuciones a la Seguridad Social en la unidad de neurorrehabilitación fue 2.668,05 euros con un calendario laboral de 22 días laborales con una jornada de 7,5 h diarias. Por lo tanto, el coste de una hora de fisioterapia fue 16,17 euros. Segundo, el transporte de los pacientes en Valencia es concertado. De acuerdo a otras Comunidades Autónomas, el coste estipulado en zonas urbanas con un horario preestablecido fue 20 euros para un viaje de ida en 2012. Finalmente, el coste del *hardware* presentado en la Tabla 66 es representativo de los precios en España.

Tomando todos estos valores en cuenta en nuestro escenario particular los gastos totales del entrenamiento para un participante del grupo control fueron 934,86 euros, mientras que para un participante del grupo experimental fueron 606,36 euros. Por lo tanto, la diferencia entre ambos programas fue 328,50 euros, principalmente debido a los gastos asociados al transporte (800 euros), que representaron el 85,57 % de los costes totales de la intervención en la clínica.

El paradigma de telerrehabilitación se ha aplicado previamente en población con ictus. Pese a que distintos estudios han analizado su uso para el tratamiento de distintas capacidades [246], la rehabilitación del equilibrio supone un buen ejemplo a estudiar. Primero, es un problema común en gran parte de los sujetos que han sufrido un ictus [22]. Segundo, requiere un enfoque holístico y multidisciplinar [180]. Tercero, las estrategias rehabilitadoras han demostrado ser efectivas incluso en etapas crónicas de la patología [225, 250, 251]. Cuarto, los protocolos de rehabilitación han mostrado promover la reorganización cortical que se asocia a la recuperación. Por último, la rehabilitación del equilibrio se asocia con una mejoría funcional [180]. Además, la rehabilitación del equilibrio requiere la recuperación jerárquica de múltiples déficits incluyendo componentes perceptivos, musculoesqueléticos y cognitivos de la postura para alcanzar la máxima funcionalidad en términos de autosuficiencia.

Los últimos avances tecnológicos permiten monitorizar las intervenciones realizadas de manera más sencilla y proporcionan a los terapeutas nuevas soluciones para promover la mejoría funcional. Los beneficios clínicos de intervenciones basadas

en RV en la rehabilitación del equilibrio han sido previamente reportados [241]. Los estudios presentados en este trabajo confirman estos resultados. La aplicación de este tipo de intervenciones en la propia casa de los pacientes también ha demostrado proporcionar mejorías en el equilibrio de manera similar a programas de fisioterapia convencional en la clínica con una reducción de coste [107], lo cual sustenta nuestros resultados (Tabla 64).

Los resultados de este estudio sugieren, por tanto, que las intervenciones de telerrehabilitación basadas en RV pueden promover la readquisición de habilidades motoras asociadas al equilibrio de manera similar a las intervenciones en la clínica. Además, la usabilidad y la motivación de ambas intervenciones puede ser similar. Por último, la telerrehabilitación puede reducir costes que varían dependiendo de cada escenario particular. En conclusión, las intervenciones de RV complementadas con programas convencionales podrían ser consideradas en aquellos casos en los que la reducción de costes es imperativa y/o cuando el transporte a la clínica es difícil.

3.2.2.4. Estudio de la efectividad clínica de distintos sistemas de tracking (EPIV)

Objetivos

El objetivo de este estudio fue comparar la efectividad clínica de tres sistemas de *tracking* en la rehabilitación del equilibrio mediante el entrenamiento de la estrategia podal.

Participantes

Todos los pacientes ambulatorios con diagnóstico de ictus que estaban recibiendo atención en el servicio de neurorrehabilitación y daño cerebral de los hospitales NISA fueron candidatos a participar en el estudio. Los criterios de inclusión y exclusión se muestran en la Tabla 67.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Edad ≥ 50 y ≤ 75	Experiencia previa con sistemas de RV
Cronicidad > 6 meses	Demencia o afasia severa (MAST <45)
Estado cognitivo bueno (MMSE >23)	Déficits visuales o auditivos incapacitantes
Capacidad de mantener una posición erguida en bipedestación durante 30 s sin asistencia ni sujeción tal y como se especifica en la BBA (sección 3, nivel 7)	Negligencia unilateral espacial
BBS ≥ 41	Ataxia u otro síntoma cerebeloso

Tabla 67. Criterios de inclusión y exclusión en el estudio EPIV.

Tras los criterios de inclusión y exclusión, la muestra final consistió en un total de 72 sujetos. Los participantes fueron asignados aleatoriamente a tres grupos posibles,

correspondientes a las tres tecnologías de *tracking* que fueron comparadas. La aleatorización se realizó mediante un generador básico de números aleatorios. Una descripción de estas tecnologías puede consultarse en la sección 2.2. Un participante de grupo de *tracking* óptico, otro participante del grupo de *tracking* de esqueleto y cuatro participantes del *tracking* electromagnético no finalizaron el tratamiento, por lo que sus datos no se incluyen en este trabajo. Finalmente, el grupo de *tracking* óptico estuvo formado por 23 participantes, el grupo de *tracking* electromagnético estuvo formado por 19 participantes y el grupo de *tracking* de esqueleto estuvo formado por 24 participantes (Tabla 68).

Característica	Grupo tracking óptico	Grupo tracking electromagnético	Grupo tracking de esqueleto	Significación
Sexo (n, %)				
Hombres	12 (52,2 %)	12 (63,2 %)	14 (58,3 %)	NS (p=0,770)
Mujeres	11 (47,8 %)	7 (36,8 %)	10 (41,7 %)	
Edad (años)	60,9±9,4	60,3±8,6	62,4±8,4	NS (p=0,713)
Etiología (n, %)				
Ictus isquémico	21 (91,3 %)	13 (68,4 %)	18 (75,0 %)	NS (p=0,167)
Ictus hemorrágico	2 (8,7 %)	6 (31,6 %)	6 (25,0 %)	
Cronicidad (días)	282,4±90,3	250,4±89,8	304,4±143,1	NS (p=0,299)

Tabla 68. Características de los participantes del estudio EPIV. NS: no significativo.

Intervención

Como se comentó en el estudio de las experiencias subjetivas derivadas del uso de las tres tecnologías de *tracking* (sección 2.2.2.2), se instalaron tres sistemas de rehabilitación en el gimnasio de fisioterapia usando las distintas soluciones de *tracking*. Todos los participantes realizaron 20 sesiones de rehabilitación de una hora de duración, combinando 40 minutos de entrenamiento mediante el ejercicio desarrollado y 20 minutos de fisioterapia convencional. El entrenamiento experimental consistió en tres repeticiones de 12 minutos con dos minutos de descanso entre ellas. El entrenamiento mediante fisioterapia convencional incluyó distintos ejercicios, descritos en la sección 1.5.2.1. Cada grupo utilizó un sistema de *tracking* distinto para interactuar con el EV. El equilibrio de todos los participantes fue evaluado antes y después de la intervención por un fisioterapeuta que fue ciego a la asignación de los mismos (Figura 57).

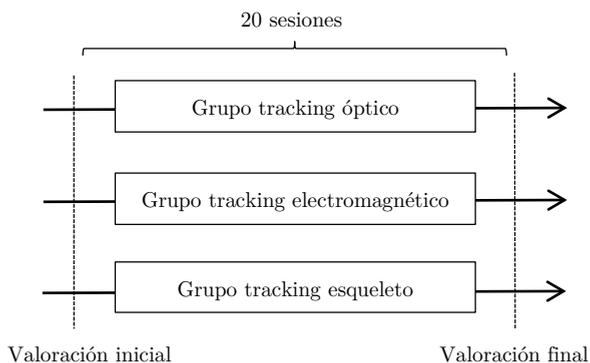


Figura 57. Diseño de estudio controlado con tres grupos.

La valoración del equilibrio incluyó una batería de escalas y test clínicos (Tabla 69).

Escalas	
Movilidad funcional	<i>Berg Balance Scale</i> <i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de equilibrio <i>Functional Reaches Test</i> <i>Stepping Test</i> <i>Timed "Up and Go" Test</i>
Marcha funcional	<i>Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment</i> . Subescala de marcha

Tabla 69. Escalas utilizadas en el estudio EPIV.

Análisis estadístico

Las comparaciones de los datos demográficos y clínicos entre los distintos grupos se llevaron a cabo con pruebas t de Student y Chi cuadrado o Fisher en caso oportuno. Un ANOVA de medidas repetidas considerando el tiempo (antes y después del tratamiento) como factor intra-sujeto y el sistema de *tracking* (óptico *versus* electromagnético *versus* esqueleto) como factor inter-sujeto se llevó a cabo para los resultados de todas las variables bajo estudio. Los efectos del tiempo, sistema de *tracking* y la interacción tiempo-sistema de *tracking* fueron evaluados. Se llevaron a cabo contrastes simples para cada efecto tiempo significativo para determinar la fuente de las diferencias. El nivel α fue definido como 0,05 para todos los análisis.

Resultados

El análisis de medidas repetidas reveló un efecto tiempo en la BBS, la POMag, el ST para ambos lados y para el TUG (Tabla 70). Sin embargo, no se detectó ninguna interacción grupo por tiempo significativa en ninguna escala, lo cual implica que todos los participantes mejoraron por igual con independencia del sistema de *tracking* que utilizaron.

Escala/Test	Valoración inicial	Valoración final	Significación	
			Tiempo	Grupo x tiempo
BBS				
Óptico	47,09±6,01	50,78±3,91	T** (p=0,000)	NS (p=0,651)
Electromagnético	45,37±6,78	48,00±6,06		
Esqueleto	46,08±5,82	49,25±3,31		
POMAb				
Óptico	14,22±2,75	14,61±2,21	NS (p=0,112)	NS (p=0,725)
Electromagnético	13,79±2,07	13,89±2,23		
Esqueleto	13,87±3,17	14,08±2,24		
POMAg				
Óptico	10,13±1,89	10,74±1,68	T** (p=0,000)	NS (p=0,330)
Electromagnético	9,53±1,68	10,47±2,06		
Esqueleto	9,79±2,02	11,00±2,06		
FRT (cm)				
Óptico	22,70±6,50	25,70±6,01	NS (p=0,110)	NS (p=0,664)
Electromagnético	21,79±6,95	23,74±6,75		
Esqueleto	23,60±6,81	26,04±6,78		
ST lado parético (n)				
Óptico	6,26±3,49	8,17±3,52	T** (p=0,000)	NS (p=0,455)
Electromagnético	4,95±2,22	6,53±2,43		
Esqueleto	5,00±3,02	6,92±3,26		
ST lado no parético (n)				
Óptico	7,52±3,40	8,91±3,06	T** (p=0,000)	NS (p=0,412)
Electromagnético	6,42±2,50	7,53±2,89		
Esqueleto	6,83±2,68	8,42±2,76		
TUG (s)				
Óptico	25,21±20,12	22,83±20,96	T* (p=0,001)	NS (p=0,785)
Electromagnético	29,31±23,47	26,06±23,64		
Esqueleto	23,12±21,17	19,22±17,21		

Tabla 70. Resultados del estudio EPIV. T: efecto de tiempo. *: p<0,05, **: p<0,01. NS: no significativo.

Discusión

De acuerdo a los resultados obtenidos, el entrenamiento experimental proporcionó mejorías en todas las escalas clínicas, de las cuales resultaron ser estadísticamente significativas las detectadas en la BBS (p<0,01), la POMAg (p<0,01), el ST tanto para la extremidad parética (p<0,01) como para la no parética (p<0,01) y el TUG (p<0,01). Estas mejorías fueron detectadas en todos los grupos.

Si bien estos resultados fueron similares a los obtenidos en estudios previos, cabe destacar que el protocolo de valoración de este estudio incluyó el ST, el cual evalúa el número de veces que un sujeto es capaz de colocar un pie en un escalón de 7,5 cm de altura en 15 s. Este test es particularmente interesante debido a que puede ser especialmente sensible a la mejoría proporcionada por el ejercicio. No en vano, el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal entrena la elevación, extensión y apoyo de una extremidad mientras el peso corporal es soportado por la otra, habilidad

que, en cierta medida, es evaluada por el ST. La mejoría estadísticamente significativa detectada en los resultados de todos los grupos al realizar este test, tanto con la extremidad parética como con la extremidad no afectada (o menos afectada), podría ser una prueba de la efectividad del entrenamiento experimental en la mejoría de la habilidad descrita. Al igual que en estudios anteriores, la mejoría obtenida por los participantes en las escalas y pruebas descritas debe ser tomada en cuenta dada la cronicidad de la muestra.

No se detectó ningún efecto grupo por tiempo en ninguna de las variables, lo cual demuestra que la efectividad de la intervención no depende de la tecnología de *tracking* utilizada. Así pues, la efectividad del tratamiento detectada en las interacciones intra-sujeto de este estudio, así como en las de estudios previos, depende de la interacción con el EV, pero no de la tecnología que la posibilita. Este hecho es especialmente relevante, pues el precio de éstos es muy diferente y, tal y como se puede extraer del estudio de las experiencias subjetivas al utilizar los distintos sistemas de *tracking* (sección 2.2.2.2), las preferencias varían en distintas poblaciones. Por ello, dado que el sistema de *tracking* no afecta a la efectividad del tratamiento, para favorecer la integración clínica de este tipo de intervenciones se deberían tener en cuenta las preferencias de los sujetos con DCA y los terapeutas.

Con todo ello, pese a que no se tuvieron datos de seguimiento de los participantes, la homogeneidad de los grupos, tanto etiológica como de edad, así como el tamaño muestral (66 participantes) sustentan que la efectividad de un tratamiento mediante tecnología de RV no depende de la solución de *tracking* utilizada, por lo que otros factores (sección 2.2.2.2) deberían tenerse en cuenta a la hora de diseñar este tipo de intervenciones.

Capítulo 4

Conclusiones

4.1. Objetivo principal

Los estudios presentados en este trabajo demostraron que el entrenamiento de las estrategias de equilibrio mediante intervenciones basadas en RV en combinación con protocolos de fisioterapia convencional permite proporcionar mejorías en el equilibrio de individuos que han sufrido un DCA en la fase crónica.

De manera particular, estudios longitudinales demostraron que el entrenamiento mediante RV de las estrategias maleolar y coxal (EMCI) y podal (EPI) puede proporcionar mejorías cuantificables a lo largo del tiempo en el control ortostático de los participantes. Las mejorías de ambos entrenamientos fueron detectadas por la BBS. Además, la efectividad del entrenamiento experimental de las estrategias maleolar y coxal se detectó en otras pruebas de movilidad funcional (FRT, ST, 30CST y TUG). A su vez, la efectividad de la estrategia podal también se detectó en la POMAb, así como en algunas pruebas posturográficas (test RWS en el eje AP y el índice vestibular). Estudios controlados demostraron que tanto el entrenamiento experimental de las estrategias maleolar y coxal (EMCII) como de la estrategia podal (EPII), combinando el entrenamiento mediante RV y fisioterapia convencional, permiten obtener mejorías respecto a protocolos tradicionales de fisioterapia. En particular, el entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal proporcionó mejorías estadísticamente significativas en la BBS y en el FRT. La especificidad y la intensidad del entrenamiento pudieron haber propiciado un mejor control de estas estrategias, hecho que pudo haberse detectado con este test. Estas mismas características también podrían haber propiciado un incremento de los límites de estabilidad de los participantes, tal y como evidenciaron los estudios posturográficos (EMCIII). De manera análoga, frente a un entrenamiento convencional, el entrenamiento mediante RV de la estrategia podal proporcionó mejorías estadísticamente significativas en escalas clínicas que valoran el equilibrio estático, como la BBS y la BBA, pero también en el 10MWT. El entrenamiento de la velocidad y la precisión de los cambios en la base de apoyo característicos de la estrategia de paso, así como de la fase de apoyo a un pie de la marcha [243], podría haber proporcionado mejorías en la velocidad de la marcha, las cuales se reflejan en dicha prueba. Otros estudios han mostrado también mejorías en la calidad de la misma (EPIII, EPIV), que fueron reflejados en la POMAg.

Las mejorías detectadas en todas las escalas, a menudo superiores a los CMD establecidos por algunos autores, son remarcables pese a que la cronicidad presentada por los participantes fue superior al periodo de seis meses tradicionalmente considerado como el periodo de máxima recuperación [221, 225]. Este hecho hace que la mejoría proporcionada por el entrenamiento mediante RV sea todavía más

relevante. Un estudio en profundidad de este efecto (EMCIII) demostró que, si bien fue posible obtener mejorías relevantes cuantificables mediante distintas escalas y test clínicos, la intensidad de dichas mejorías fue inversamente proporcional a la cronicidad. Además, este efecto fue todavía más evidente en el mantenimiento de los beneficios. Los individuos más crónicos presentaron más dificultades en mantener los beneficios proporcionados por el entrenamiento experimental. Estudios posturográficos adicionales avalaron estos resultados.

En lo que concierne al aprendizaje de nuevas tareas, la transferencia de la habilidad adquirida en la tarea entrenada a otras tareas, incluso muy similares, responde a mecanismos que todavía deben ser esclarecidos. Desde el punto de vista neurofisiológico, existen muchas vías motoras paralelas para efectuar una secuencia de acción, por lo que simplemente entrenando una tarea no puede suponerse una transferencia a todas las otras actividades que requieren el mismo conjunto de músculos [252]. Sin embargo, como muestra del efecto de la especificidad en el aprendizaje, el entrenamiento mediante RV de las estrategias maleolar y coxal proporcionó mejorías que fueron detectadas tanto por el FRT (EMCI, EMCII, EMCIII) como por el test LOS (EMCIII), y en cambio no se detectaron mejorías significativas en escalas de marcha funcional respecto al entrenamiento convencional. Por el contrario, el entrenamiento experimental de la estrategia podal no proporcionó mejorías detectables en dichas pruebas, pero en algunos estudios se detectaron pequeñas transferencias a actividades de marcha funcional como la POMAg o el 10MWT. Esto demuestra que los beneficios más relevantes se produjeron en actividades que fueron específicamente entrenadas, y que las transferencias a otras actividades fueron más limitadas. De hecho, la transferencia de las mejoras adquiridas mediante el entrenamiento a las AVD, o incluso a tareas muy similares a las entrenadas, es todavía un reto para los programas de rehabilitación. Este hecho está bien documentado no sólo en el campo motor [253] sino también en los procesos que involucran aprendizaje perceptivo [254] y rehabilitación cognitiva [255]. De acuerdo a esto, los mayores efectos del entrenamiento fueron observados en los test que mejor reflejaban la tarea entrenada (equilibrio estático), con limitada transferencia de ganancias a otras habilidades (actividades de equilibrio dinámico). Por ello, estos resultados sugieren que el entrenamiento mediante los ejercicios desarrollados debe ser reforzado con ejercicios que promuevan la mejoría de otras actividades que no se trabajan de manera específica.

En la última década, numerosos trabajos han demostrado que el entrenamiento puede llevar a un aumento tanto de la función como de la estructura de los mecanismos neuronales. Sin embargo, en los estadios más crónicos de la patología, la mera repetición no es suficiente para mantener las capacidades plásticas del cerebro

lesionado. Múltiples estudios han reportado beneficios en las funciones motoras globales de individuos crónicos [256], así como en la rehabilitación del equilibrio [81, 251]. Las nuevas estrategias de rehabilitación que consideran los principios de aprendizaje motor y la neuroplasticidad están basadas en la práctica de ejercicios intensivos, repetitivos y orientados a tareas. De acuerdo a estos principios, la RV puede promover la recuperación motora, dado que permite, por un lado, el entrenamiento controlado, seguro y gradual de ejercicios intensivos y repetitivos y, por otro, la observación, la práctica y la representación de actividades funcionales, que facilitan la integración sensorial del movimiento [257]. La combinación de entrenamientos mediante sistemas de RV e intervenciones convencionales en población crónica con DCA ha proporcionado resultados similares en otros estudios [94, 106, 110, 241]. Sin embargo, el sustrato neurofisiológico que sustenta la mejoría clínica observada tras algunas intervenciones y en concreto, los cambios plásticos que los programas potencian en el cerebro de individuos que han sufrido una lesión, apenas han sido estudiados [258]. La complejidad de los mecanismos cerebrales involucrados en la gestión del control ortostático, así como la dificultad de registrar estos procesos mediante herramientas de exploración comúnmente extendidas, como la resonancia magnética funcional o la electroencefalografía, dificultan el estudio de los mismos. Estudios recientes utilizando espectroscopía en el IR cercano han revelado el papel de la corteza temporal (giro temporal superior y supramarginal) durante la utilización de las estrategias maleolar y coxal [259, 260] y de regiones de la corteza frontal (giro frontal inferior, entre otras) durante la utilización de la estrategia de paso [261]. Sin embargo, el funcionamiento de los procesos cerebrales asociados al equilibrio está lejos de estar completamente esclarecido.

En resumen, los resultados presentados en este trabajo respaldan que la RV permite diseñar ejercicios de entrenamiento de las estrategias de equilibrio capaces de maximizar los mecanismos de aprendizaje motor que promueven la mejoría funcional en el control ortostático en individuos crónicos que han sufrido un DCA, incluso en etapas crónicas de la patología.

4.2. Objetivos secundarios

Los estudios del comportamiento de las plataformas de presión mostraron que tanto la WBB como el sistema NedSVE/IBV son herramientas válidas para determinar el CDP y para valorar el equilibrio de individuos con DCA, respectivamente. En particular, la frecuencia de muestreo de la WBB demostró ser válida para el registro del CDP de los participantes, y por tanto, para permitir su interacción con los EV. De manera análoga, el sistema NedSVE/IBV demostró ser una herramienta con una gran validez convergente con escalas y test clínicos, sensible a pequeños cambios en el equilibrio y con una gran reproducibilidad. Estas características validaron su uso como herramienta de evaluación posturográfica en el presente estudio.

Con respecto a los sistemas de *tracking*, las tres soluciones evaluadas mostraron valores de precisión y *jitter* bien diferentes, los cuales estuvieron determinados fundamentalmente por el principio físico en el que los sistemas basan su funcionamiento. El estudio de las percepciones subjetivas derivadas de su uso en individuos sanos, sujetos con ictus y fisioterapeutas mostró que estas percepciones varían significativamente en las tres poblaciones. Este hecho es particularmente relevante cuando los sistemas de *tracking* se usan en sistemas de RV clínicos, pues deben tenerse en cuenta las consideraciones de todos los actores involucrados para garantizar su integración en los protocolos de rehabilitación.

La sensación de presencia proporcionada por los ejercicios desarrollados, su usabilidad y la motivación generada al usarlos fueron evaluados con el mismo fin. Los resultados en el cuestionario SFQm mostraron puntuaciones satisfactorias tanto en el entrenamiento experimental de las estrategias maleolar y coxal (EMCII) como de la estrategia podal (EPII). Análisis más específicos de la usabilidad mediante el SUS confirmaron los anteriores resultados (EMCIII, EPIII). En relación a la motivación, los participantes se mostraron muy interesados por los entrenamientos experimentales, reportaron haber disfrutado de los mismos y los consideraron útiles para mejorar sus déficits (EMCIII, EPIII).

Finalmente, las particularidades de pacientes (usuarios) y fisioterapeutas (profesionales), cada grupo con características y necesidades específicas, ocasionaron diferencias en las percepciones derivadas del uso de distintas tecnologías de *tracking*. Dado que la efectividad de los tratamientos está determinada por las actividades a realizar, independientemente de la tecnología utilizada (EPIV), estas particularidades pueden ser determinantes no sólo para la integración clínica de estos sistemas, sino también para su uso en programas de telerrehabilitación, en los que el entrenamiento se lleva a cabo en el propio hogar de los usuarios. Las características epidemiológicas

del DCA, los costes derivados de su tratamiento y el estado de los sistemas nacionales de salud de los países desarrollados, pueden propiciar una tendencia hacia protocolos de telerrehabilitación que deriven parte de las terapias a los hogares de los pacientes, en un intento de reducir los costes sanitarios. En este sentido, intervenciones experimentales facilitadas por los últimos avances en tecnologías de *tracking*, como las presentadas en este trabajo, pueden ayudar a conseguir este propósito sin detrimento de la efectividad clínica (EPIII).

Anexos

Anexo I. Biomecánica del equilibrio en bipedestación

I.1. Componentes

En bipedestación, el tronco está formado por la columna, el tórax y sus uniones musculares. Las extremidades inferiores incluyen la pelvis, el fémur, la tibia, el peroné y el pie. Éstas se unen al tronco mediante las articulaciones lumbosacras y sacro ilíacas y mediante uniones musculares entre la pelvis, la columna y el tórax. La definición del tronco y las extremidades inferiores en bipedestación difiere de la definición en sedestación, pues en esta posición la pelvis funciona como parte del tronco inferior, mientras que en bipedestación funciona como parte de las extremidades.

Para mantener el equilibrio en bipedestación, el tronco y las piernas deben permanecer bajo control en todos los planos del movimiento. La línea de gravedad del cuerpo varía a través de la cadera, la rodilla, los tobillos y los pies, por lo que varían también los requerimientos de fuerza muscular y tensiones capsulares y ligamentosas. El pie y los tobillos son articulaciones críticas en bipedestación porque son el punto de apoyo de los movimientos y proporcionan la base para cambiar la posición de las rodillas, la cadera y la pelvis. En bipedestación, la línea de gravedad se sitúa por delante de la articulación del tobillo. Esto implica que la actividad en la parte posterior de la pantorrilla es necesaria para evitar que el cuerpo caiga hacia delante. En la cadera, esta línea se mueve, bien a través de la articulación, o bien ligeramente anterior o posterior a la misma. Las articulaciones sacro ilíacas distribuyen el peso del tronco entre las dos piernas. En los adultos, la curva que dibuja la columna está balanceada sobre la pelvis [262].

Cuando las extremidades inferiores se mueven durante desplazamientos del peso o durante movimientos de la pierna, hay secuencias coordinadas de movimientos entre el fémur, la pelvis y la columna. Estas secuencias de patrones de movimientos de la pierna son similares a las relaciones encontradas en el hombro durante movimientos del brazo.

I.2. Movimientos

Los patrones de movimiento en bipedestación son iniciados bien por las extremidades inferiores o bien por el tronco superior. Los patrones de movimientos iniciados por

las extremidades inferiores resultan en un nuevo reparto del peso entre las piernas, sobre una pierna, o un movimiento de una pierna en el espacio. Los patrones de movimiento iniciados por el tronco superior resultan en respuestas de las piernas para ajustarse a las nuevas necesidades y mantener el equilibrio. El patrón de inicialización se determina por las necesidades funcionales. Se seleccionan patrones de inicio inferiores al caminar, al cambiar la posición de confort o equilibrio, y cuando es necesario mover las piernas para ejecutar las AVD, como por ejemplo, al ponerse unos pantalones. Se seleccionan patrones superiores cuando se usan ambas manos para tareas funcionales o durante movimientos del cuerpo superior. Para posibilitar la función de los brazos en bipedestación, el tronco inferior y las piernas deben permanecer estables, soportar el peso del cuerpo y adaptarse a movimientos de la parte superior del cuerpo.

Movimiento de las piernas

Los componentes de movimiento de las piernas pueden clasificarse según los movimientos de las caderas (Tabla 71) o los tobillos (Tabla 72).

Movimiento	Cadera/Pelvis	Rodilla	Columna	Actividad	Ejemplo
Elevación anterior	Flexión. Mientras la cadera se flexiona los primeros 45° la pelvis permanece relativamente inmóvil	Flexión	Conforme el ángulo de elevación se acerca a 90° la pelvis se inclina hacia atrás y la columna empieza a flexionarse	Levantar una pierna para subir un escalón	
Alcance anterior	Flexión	Extensión. Con la rodilla extendida, el cuerpo desplaza el peso hacia atrás para reclutar los flexores del tronco y así mantener el equilibrio	Extensión	<i>Swing phase</i> y <i>early stance phase</i> de la marcha (Figura 58)[263], golpear objeto situado delante	

Alcance posterior	Extensión pequeña de 0° a 10°	Extensión	Flexión	<i>Midstance phase</i> de marcha hacia atrás (Figura 58)		
Elevación posterior		Extensión	Flexión	Extensión	Inicio de la marcha hacia atrás, ajuste calzado	
Alcance o elevación lateral	Abducción. Encargada del movimiento los primeros 30°. Si los pies deben fijarse en el suelo, el tronco y la pelvis se mueven lateralmente	Extensión		A partir de 30° se curva en concavidad hacia el lado contrario	Caminar lateralmente para evitar un obstáculo	
Acercar al cuerpo o de un extremo al otro	Aducción. Si se cruzan las piernas se combina la aducción con una rotación de la pelvis	Extensión		Se curva ligeramente hacia el lado contrario	Disminuir el tamaño de la base de soporte	

Tabla 71. Movimientos de cadera.

Movimiento	Tobillos	Actividad	Ejemplo
Elevación del tercio anterior	Dorsiflexión	Levantar el pie para subir escalón	
Descenso del tercio anterior	Flexión plantar	Tocar escalón al bajar escaleras hacia atrás	

Tabla 72. Movimientos de los tobillos.

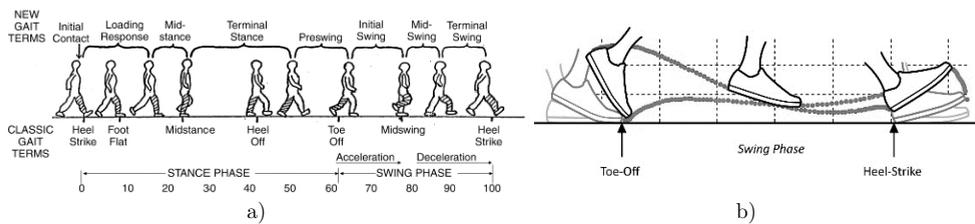


Figura 58. Análisis de la marcha: a) fases; b) seguimiento del tobillo y la puntera.

Movimiento de las piernas con desplazamiento de peso iniciado desde las extremidades inferiores

Los movimientos iniciados desde las extremidades inferiores se pueden clasificar según la posición de las piernas, bien en paralelo (Tabla 73), bien en abducción (Tabla 74) o bien en tándem (Tabla 75).

Movimiento	Tronco	Cadera/Pelvis	Tobillos	Actividad	Ejemplo
Anterior	Alineado. El tronco se mueve hacia delante con la pelvis, los muslos y las extremidades inferiores	Extensión	Dorsiflexión. El peso se transfiere desde los tobillos a la puntera	Alcances anteriores con la mano o para compensar alcances posteriores	
Posterior	Alineado	Flexión. Se desplaza hacia atrás	Ligera flexión plantar	Subir pantalones desde los tobillos	
Lateral	Alineado	Aducción	El peso recae sobre un lateral o sobre la parte medial	Cambio de peso de una pierna a otra al caminar	
Rotación	Alineado	El lado de la cadera contrario al giro se mueve hacia delante	El peso se desplaza hacia el exterior del pie de giro y al interior del pie contrario al giro	Giro	

Tabla 73. Componentes de movimiento de las piernas con pies paralelos.

Movimiento	Pelvis	Cadera	Tobillos	Actividad	Ejemplo
Lateral				Alcance lateral con las manos	
Al lado del peso	Elevación	Aducción	Peso al lateral del pie		
Al lado contrario al peso	Depresión	Abducción	Peso a la parte medial del pie		

Tabla 74. Componentes de movimiento de las piernas en abducción.

Movimiento	Pelvis	Cadera	Tobillos	Actividad	Ejemplo
Anterior	Ligero desplazamiento anterior	Extensión de ambas piernas	Dorsiflexión de ambas piernas	<i>Double stance phase</i> de la marcha o abrir una puerta (Figura 58)	
Posterior	Ligero desplazamiento posterior	Flexión de la pierna adelantada y menor extensión de la retrasada	Flexión plantar de la pierna adelantada y menor dorsiflexión de la retrasada	Apartar el cuerpo para abrir una puerta	

Tabla 75. Componentes de movimiento de las piernas con pies en tándem.

I.3. Función

La función de las extremidades inferiores en bipedestación se basa en coordinar el control mediante las piernas y el tronco. La fuerza y la coordinación de las extremidades inferiores son necesarias para la ejecución de tareas y para el soporte del cuerpo. El control de las extremidades inferiores se basa en la habilidad de soportar el cuerpo sobre ambas piernas, transferir peso de una pierna a la otra, permanecer sobre una única pierna moviendo la otra y adaptarse a movimientos del tronco y los brazos. El control de tronco en bipedestación proporciona la habilidad de permanecer erguido y alineado mientras el peso del cuerpo varía entre los pies, de responder a movimientos de la pierna de manera que el cuerpo siga en equilibrio, y de iniciar y responder a movimientos funcionales de los miembros superiores. Las extremidades inferiores y el control de tronco se usan para controlar el equilibrio y la seguridad en bipedestación, durante tareas de las extremidades superiores y durante la marcha.

El control de tronco en bipedestación incluye la habilidad de llevar a cabo movimientos del tronco, controlar el tronco superior sobre el inferior, producir pequeños cambios en la postura del tronco (usados en ajustes posturales llevados a cabo como respuesta al movimiento de las piernas), coordinar movimientos del tronco y las piernas en secuencias funcionales, realizar patrones de movimiento complejos, y producir energía, velocidad y equilibrio. La interacción precisa entre los componentes del tronco y las piernas permite la movilidad, el equilibrio y el control postural necesarios para andar, saltar y correr de manera independiente y segura.

La bipedestación independiente y segura es un objetivo fundamental para los individuos con DCA. Sin embargo, para éstos, la habilidad de controlar las piernas y el tronco en bipedestación es una tarea extremadamente difícil, dado que requiere no sólo la gestión correcta de la fuerza, el alineamiento, la activación muscular y los patrones de secuenciación de las extremidades inferiores, sino también el control postural del tronco para iniciar movimientos y mantener el equilibrio durante movimientos iniciados tanto por las extremidades inferiores como por las superiores. Los sujetos con DCA suelen presentar problemas para mantener el equilibrio debido a una pérdida de los movimientos del tronco y a una incapacidad de usar las piernas para soportar el peso y moverse de acuerdo a patrones funcionales. Cuando estas habilidades se pierden, el equilibrio es precario y los individuos son incapaces de llevar a cabo actividades funcionales en bipedestación. En estas circunstancias, los sujetos son a menudo incapaces de andar sin ayuda de dispositivos o de un asistente.

Dado que el control de tronco en bipedestación es crítico para tareas de las extremidades inferiores y superiores y para la preparación de la marcha, los programas de rehabilitación contemplan su tratamiento desde el principio. Cuando los individuos no pueden mantenerse de pie, el objetivo más importante de la rehabilitación es reeducar el control del tronco en conjunción con los componentes de las piernas relacionados con el soporte de peso. Para preparar o mejorar la marcha, el entrenamiento en bipedestación se centra en movimientos de las extremidades inferiores con patrones apropiados de reajuste del peso y en la reducción de patrones de control de tronco que permitan permanecer estable y responder apropiadamente a movimientos de las piernas. Los bastones pueden ser necesarios por seguridad, pero el equilibrio siempre será precario y la marcha no funcional si los componentes de movimiento en bipedestación no forman parte del repertorio motor del paciente.

Anexo II. Fisiología del control motor

II.1. Aferencias

II.1.1. Sistema somatosensorial

El sistema somatosensorial proporciona información del tacto, la temperatura, la propiocepción (posición del cuerpo) y la nocicepción (dolor). Los receptores sensoriales actúan en la piel, el epitelio, el músculo esquelético, los huesos y las articulaciones, los órganos internos y el sistema cardiovascular. Las señales somatosensoriales aferentes son empleadas en diversos niveles de la jerarquía del SNC. En niveles inferiores causan la activación refleja de los músculos, mientras que en niveles superiores, la información se emplea de forma más compleja.

II.1.1.1. Receptores periféricos

Huso muscular

La mayoría de los husos musculares se ubican en el vientre de los músculos esqueléticos. Existen dos tipos de fibras musculares. Las fibras extrafusales son fibras normales, y son las de tamaño mayor. Las fibras intrafusales son fibras especializadas rodeadas por una cápsula de tejido conectivo. A su vez, existen dos tipos de fibras intrafusales: fibras con saco nuclear y fibras con cadena de núcleos (Figura 59). Las fibras con saco son más gruesas, poseen diversos núcleos esféricos en la región ecuatorial y producen una contracción espasmódica lenta. Las fibras con cadena producen una contracción espasmódica rápida.

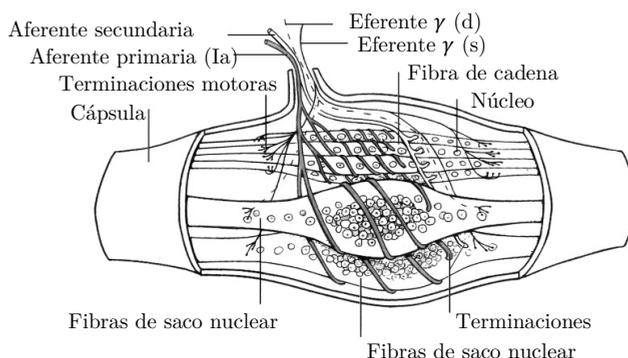


Figura 59. Husos musculares.

Los husos musculares envían información al sistema nervioso mediante dos tipos de fibras aferentes: el grupo de aferentes Ia y el grupo II. Las aferentes Ia se originan tanto en las fibras con saco nuclear como en las fibras con cadena de núcleos, mientras que las aferentes del grupo II se generan principalmente en las fibras con cadena. Ambas fibras musculares son inervadas por neuronas motoras γ , cuyos cuerpos celulares se encuentran dentro de la médula espinal, entremezclados con las neuronas motoras α , que inervan las fibras extrafusales. Existen dos tipos de fibras γ : a (dinámicas, que inervan la fibra con saco) y b (estáticas, que inervan la fibra con cadena).

Una elongación muscular pasiva causa un estiramiento del centro de las fibras intrafusales. El centro de la fibra con saco se estira fácilmente debido a que es muy elástico, mientras que el centro de la fibra con cadena se estira con más dificultad ya que es más rígido, con menos núcleos. Las fibras Ia se encuentran en el centro de ambas fibras, por lo que poseen un umbral de estiramiento bajo y detectan fácilmente cambios en la elongación. De esta manera, las aferentes Ia codifican el estiramiento (respuesta dinámica). Las fibras II poseen un umbral más alto que las Ia, por lo que codifican sólo la extensión muscular y no poseen respuesta dinámica. Las respuestas estáticas se relacionan linealmente con la extensión del músculo. Cuando se estira un músculo, se estira su huso muscular, estimulando las fibras Ia, que poseen conexiones con las neuronas motoras α , las cuales activan sus propios músculos y sinergias musculares, que posteriormente inhiben las neuronas motoras α de los músculos antagonistas.

Las señales aferentes son empleadas en diversos niveles de la jerarquía del SNC. En el nivel inferior, están involucradas en la activación refleja de los músculos. No obstante, a medida que la información asciende por la jerarquía, se emplea en formas cada vez más complejas.

Órgano tendinoso de Golgi

Se ubican en la unión tendón-músculo (Figura 60), conectando de 15 a 20 fibras musculares. El órgano tendinoso de Golgi (OTG) es sensible a los cambios de tensión producidos por el estiramiento o la contracción de un músculo. La información aferente del OTG es llevada al sistema nervioso mediante las fibras aferentes Ib. A diferencia de los husos musculares, no poseen conexiones eferentes, por lo cual no están sujetas a los cambios del SNC. El reflejo del OTG es un reflejo disináptico inhibitorio, que inhibe su propio músculo y estimula el antagonista. Los husos musculares y el OTG controlan la rigidez muscular. Específicamente, el OTG controla la fuerza y el huso muscular, el estiramiento.

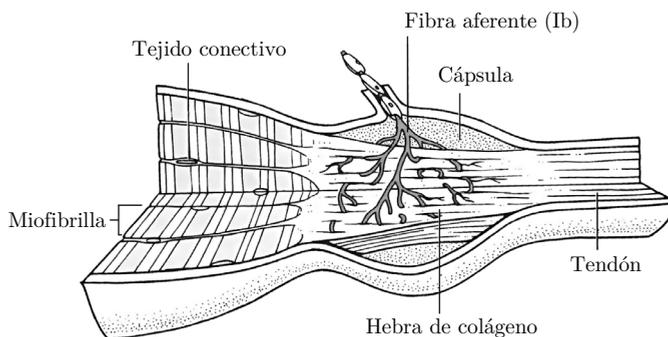


Figura 60. Órgano tendinoso de Golgi.

Receptores articulares

Existen distintos receptores dentro de la misma articulación, como las terminaciones de Ruffini, de Pacini, los receptores de ligamentos y las terminaciones nerviosas libres, las cuales son sensibles a ángulos articulares. Su información aferente asciende a la corteza cerebral y contribuye a la percepción de nuestra posición en el espacio. El SNC determina la posición articular registrando qué receptores se activan al mismo tiempo, lo que permite la determinación de la posición articular exacta.

Receptores cutáneos

Existen diversos tipos de receptores cutáneos: los mecanorreceptores (corpúsculos de Pacini, discos de Merkel, corpúsculos de Meisner, terminaciones de Ruffini, etc.) detectan los estímulos mecánicos, los termorreceptores detectan los cambios de la temperatura, y los nociceptores detectan un daño potencial a la piel. La información del sistema cutáneo también es utilizada de diferentes formas en el procesamiento jerárquico. En los niveles inferiores, la información cutánea origina los movimientos reflejos. Esta información asciende y proporciona información relacionada con la posición del cuerpo, la cual es esencial para la orientación dentro del entorno.

II.1.1.2. Conexiones centrales

Vías ascendentes

La información proveniente del tronco y las extremidades se envía a circuitos de la médula espinal que controlan actividades básicas como el movimiento, y también a la corteza sensorial y al cerebelo. Dos sistemas ascienden en paralelo a la corteza cerebral. El sistema lemniscal medial de la columna dorsal (Figura 61.a) envía información sobre la sensibilidad de los músculos, los tendones y las articulaciones a la corteza somatosensorial. El sistema anterolateral (Figura 61.b) transmite la información de tacto y presión en bruto, los factores térmicos y la nocicepción.

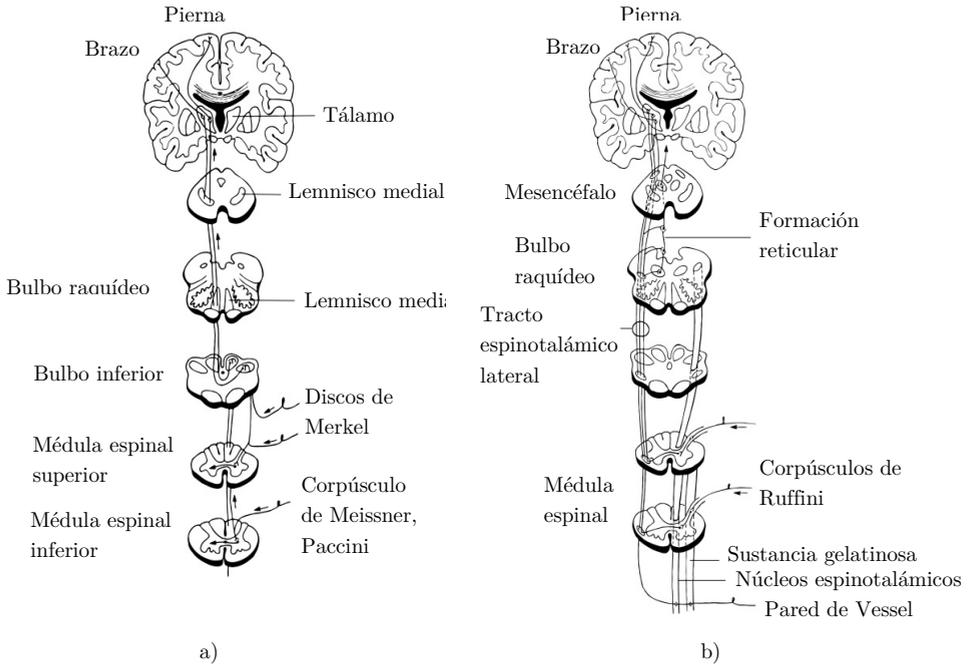


Figura 61. Vías ascendentes de los receptores del sistema somatosensorial: a) sistema lemniscal medial; b) sistema anterolateral.

Tálamo

La información proveniente de ambos tractos somatosensoriales ascendentes, al igual que la de prácticamente todos los sistemas sensoriales, atraviesa el tálamo y se proyecta a la corteza somatosensorial.

Corteza somatosensorial

Se divide en dos áreas principales: la corteza somatosensorial primaria (S1) y la secundaria (S2). En la S1 la información cinestésica y del tacto proveniente de la sección contralateral del cuerpo se organiza de forma somatotópica y abarca las áreas de Brodmann 1, 2, 3a y 3b (Figura 62.a).

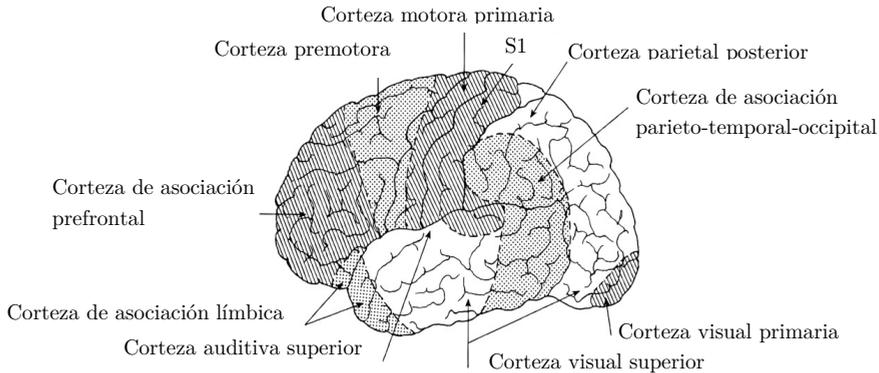


Figura 63. Localización de las áreas sensoriales primarias, áreas de asociación sensorial de mayor nivel y corteza de asociación cognitiva de mayor nivel.

De la S1, se envían las reacciones al área 5, la cual integra la información de las partes del cuerpo. El área 5 se conecta con el área 7 del lóbulo parietal, la cual recibe la información visual procesada. De esta forma, se integra la información visual con la posición del cuerpo en el espacio.

II.1.2. Sistema visual

La visión permite identificar objetos en el espacio y determinar su movimiento (sentido exteroceptivo) pero también proporciona información sobre dónde está nuestro cuerpo en el espacio, sobre la relación de una parte del cuerpo con otra y del movimiento del cuerpo (propiocepción visual). Por ambas funciones, la visión tiene un papel fundamental en el control de la postura, locomoción y funciones de manipulación.

II.1.2.1. Receptores periféricos

Fotorreceptores

La luz entra al ojo a través de la córnea y es enfocada por la lente en la retina, donde se encuentran ubicados distintos fotorreceptores: los bastones y los conos (Figura 64). Los conos son responsables de la visión en colores (visión diurna) y los bastones son más sensibles (visión nocturna).

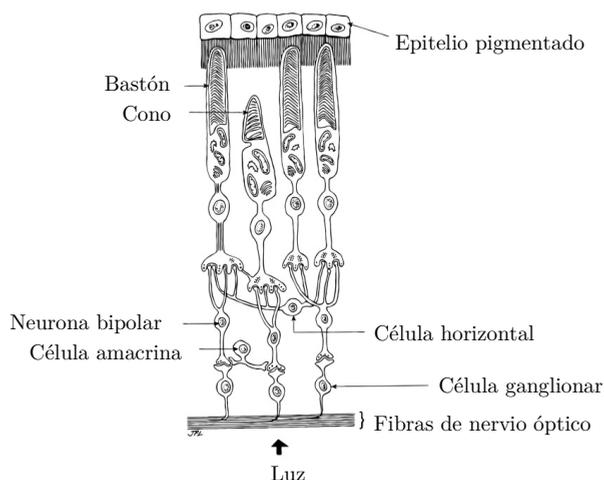


Figura 64. Magnificación de la retina.

Células verticales

Los bastones y conos hacen contacto sináptico directo con las células bipolares (Figura 64), las cuales, a su vez, se conectan con las células ganglionares, las cuales transmiten la información visual al SNC, enviando axones al núcleo geniculado lateral y al colículo superior así como al núcleo del tronco encefálico.

Células horizontales

Las células horizontales y amacrina conectan las células verticales de forma lateral, alterando el flujo de información dentro de la retina. Existen dos tipos de vías que utilizan células bipolares. En la vía directa, un cono o bastón se conecta a una célula bipolar, la cual, a su vez, establece una conexión con una célula ganglionar. En la vía lateral, la actividad de los conos es transmitida a las células ganglionares laterales mediante las células horizontales o las amacrina (Figura 64). Las células horizontales transmiten las interacciones entre los receptores y las células bipolares, mientras que las células amacrina transmiten las interacciones entre las células bipolares y las ganglionares. Ambas células permiten generar la sensibilidad de contraste.

Las células bipolares poseen campos receptivos centrados o descentrados. El campo receptivo de una célula es el área específica (forma circular) de la retina a la cual es sensible cuando dicha parte de la retina es iluminada. El campo receptivo puede ser excitatorio o inhibitorio, aumentando o disminuyendo el potencial de la membrana celular. En el centro de la retina, los campos receptivos son pequeños, mientras que en la periferia, son grandes. El término centrado significa que la célula posee una porción excitatoria en el centro del campo receptivo, con un área circundante inhibitoria. Descentrado se refiere al caso opuesto, en el que se da un centro inhibitorio y una periferia excitatoria. La configuración de células horizontales

y amacrinas establece una red inhibitoria de células centradas y descentradas que permite detectar los contrastes entre objetos, en lugar de la intensidad absoluta de la luz producida o reflejada por los objetos. Esta característica permite funciones como la locomoción (detectar desniveles del suelo) o la manipulación (determinar la forma exacta de un objeto al tomarlo).

Las células ganglionares envían sus axones mediante el nervio óptico a tres regiones diferentes del cerebro: el núcleo geniculado lateral, el pretectum y el colículo superior

II.1.2.2. Conexiones centrales

Núcleo geniculado lateral

Los nervios ópticos salen de la retina hacia el quiasma óptico, donde se unen, transformándose en la vía óptica (Figura 65). Los axones del lado nasal del ojo se entrecruzan, aunque no los de la parte temporal, por lo que la vía óptica derecha posee un mapa del campo visual izquierdo y viceversa. La vía óptica alcanza el núcleo geniculado lateral (NGL) del tálamo. En él, las áreas se representan de manera desigual. Por ejemplo, la fovea, que se emplea para una visión de alta precisión, es representada en un grado mucho mayor que el área periférica

. El NGL posee seis capas de células. Las primeras se encargan del análisis motor de la imagen visual y de los detalles generales de los objetos, por lo que son importantes para el control del equilibrio y para tomar objetos en movimiento. Las últimas capas se encargan de la visión en colores y un detalle estructural más detallado, por lo que son importantes en las etapas finales de tomar un objeto.

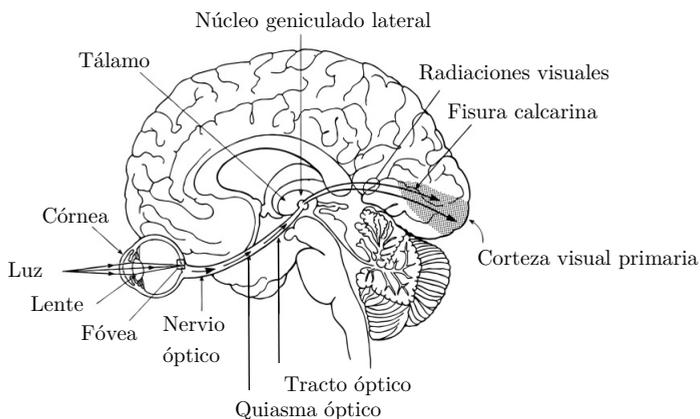


Figura 65. Vías neurales visuales.

Colículo superior

Los axones de las células ganglionares de la vía óptica también terminan en el colículo superior. Los mapas visual, auditivo y somatosensorial están alineados en el colículo, el cual controla los movimientos oculares sacádicos que hacen que el ojo se mueva hacia un estímulo específico. El colículo envía las reacciones al tracto tectoespinal, transmitiendo el control reflejo del cuello y cabeza, y al tracto tectopontino, el cual se proyecta al cerebelo, para un mayor procesamiento del control ojo-cabeza.

Región pretectal

Las células ganglionares también terminan en la región pretectal, un importante centro del reflejo visual involucrado en los reflejos oculares pupilares, en los que la pupila se contrae en respuesta al brillo de la luz en la retina.

Corteza visual primaria

Desde el NGL, los axones se proyectan a la corteza visual del área de Brodmann 17, ubicada en el lóbulo occipital. Posteriormente, las células de respuesta de la corteza visual primaria se proyectan al área 18, y desde esta área, a la corteza temporal medial (área 19), a la corteza inferotemporal (áreas 20, 21) y a la corteza parietal posterior (área 7). Las áreas de nivel superior están implicadas en la integración de la información somatosensorial y visual necesaria para la orientación espacial, una parte esencial de toda actividad.

II.1.3. Sistema vestibular

El sistema vestibular proporciona información de la posición y aceleración que sufre la cabeza. Los inputs vestibulares son importantes para la coordinación de muchas respuestas motoras, la estabilización de los ojos y la estabilidad postural durante la bipedestación y la marcha.

II.1.3.1. Receptores periféricos

El sistema vestibular es parte del laberinto membranoso del oído interno. La otra parte del laberinto es la cóclea, que está relacionada con el sentido del oído. El laberinto membranoso está formado por una serie de tubos y sacos embebidos en el hueso temporal del cráneo. El laberinto está rodeado de perilinfa y está lleno de endolinfa, que tiene mayor densidad que el agua, lo cual le transfiere las propiedades inerciales que permiten las funciones del sistema vestibular.

Conductos semicirculares

Los conductos semicirculares se sitúan en ángulos rectos unos de otros y funcionan como acelerómetros angulares. Cuando la cabeza comienza a rotar, el fluido de los

conductos tiende a no moverse debido a sus características inerciales. Como resultado, la cúpula, junto con sus células pilosas, se dobla en la dirección opuesta al movimiento, originando un cambio en la frecuencia de descarga del nervio. El doblamiento de la célula pilosa produce un aumento o disminución de la tasa de descarga de las células bipolares del par craneal VIII.

Utrículo y sáculo

El utrículo y el sáculo proporcionan información sobre la posición del cuerpo en relación con la fuerza de gravedad y sobre la aceleración lineal o los movimientos cefálicos en línea recta. Si la cabeza es inclinada, o se acelera, las células pilosas se doblan por el movimiento de la masa gelatinosa. El utrículo y el sáculo responden selectivamente a las fuerzas lineales horizontales y verticales, respectivamente.

II.1.3.2. Conexiones centrales

Núcleo vestibular

Las neuronas de las células pilosas del utrículo y el sáculo atraviesan el nervio VIII y sus cuerpos celulares se encuentran en el ganglio vestibular (ganglio de Scarpa). Los axones ingresan al cerebro a través de la protuberancia. La mayoría de ellos va hacia el fondo del bulbo, donde se localizan los núcleos vestibulares. Una cierta porción de las neuronas vestibulares van desde los receptores sensoriales al cerebelo, a la formación reticular, al tálamo y a la corteza cerebral (Tabla 76). Los tractos ascendentes conectan las conexiones centrales con el complejo oculomotor, cuyo objetivo es estabilizar la vista. El sistema vestibuloespinal descendente conecta las conexiones centrales con motoneuronas, transmitiendo información referente a la postura y el equilibrio (Figura 66).

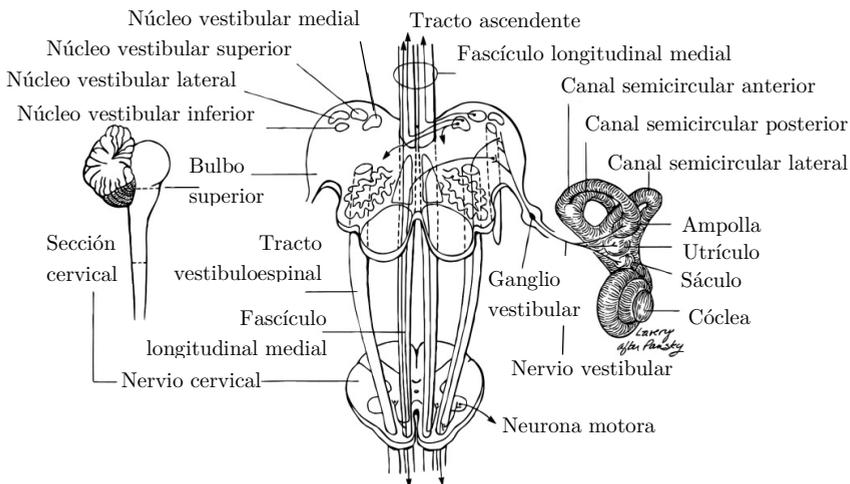


Figura 66. Sistema vestibular.

Aferencias	Centro	Eferencias
Utrículo Conductos semicirculares Cerebelo Médula	Núcleo vestibular lateral	Tractos vestíbulo-oculares y vestibuloespinal lateral (músculos antigravitatorios del cuello, tronco y extremidades)
Conductos semicirculares	Núcleo vestibular medial y superior	Conducto vestibuloespinal medial, conexión a la médula espinal cervical (músculos del cuello, interacción de movimientos cefálicos y oculares) Núcleos motores de los músculos oculares (estabilización de la mirada durante los movimientos cefálicos)
Utrículo Sáculo Conductos semicirculares Cerebelo	Núcleo vestibular inferior	Conductos vestibuloespinal y vestibulorreticular

Tabla 76. Conexiones centrales del sistema vestibular.

II.2. Eferencias

Los sistemas de acción incluyen áreas del sistema nervioso como la corteza motora, el cerebelo y los ganglios basales, los cuales realizan procesamientos esenciales para la coordinación del movimiento.

II.2.1. Áreas de asociación de nivel superior

Las áreas de asociación de las regiones frontales son importantes para la planificación motora y otros comportamientos cognitivos. Integran información sensorial y luego seleccionan la respuesta motora apropiada de las diversas reacciones posibles. La cisura principal está enormemente interconectada con las áreas parietales posteriores. Éstas trabajan muy estrechamente en actividades espaciales que requieren atención.

II.2.2. Corteza motora

La corteza motora se ubica en el lóbulo frontal y consiste en diferentes áreas de procesamiento, entre las que se encuentran la corteza motora primaria (M1) (área de Brodmann 4), el área motora suplementaria (SMA), y la corteza premotora (área de Brodmann 6) (Figura 67.a).

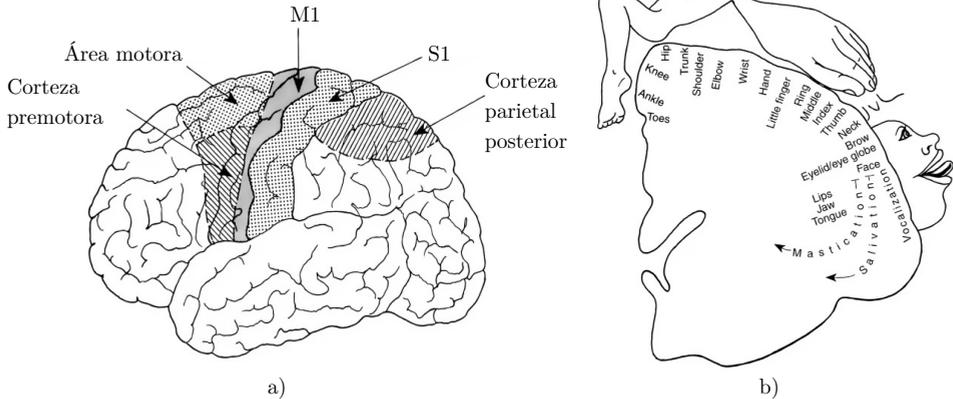


Figura 67. Corteza motora: a) vista lateral del cerebro; b) homúnculo cortical motor.

Estas regiones interactúan con las áreas de procesamiento sensorial del lóbulo parietal y también con los ganglios basales y las áreas cerebelosas para identificar hacia dónde se pretende el movimiento, planificarlo y, finalmente, ejecutar las acciones. Estas tres áreas poseen sus propios mapas somatotópicos del cuerpo, los cuales son similares al mapa sensorial en la forma en que distorsiona las representaciones corporales (Figura 62.b y Figura 67.b).

Aunque su función está lejos de ser esclarecida, se ha propuesto que el SMA se activa cuando se planea una secuencia de movimientos simples. De esta forma, esta área participa en el ensamblaje del programa motor central o forma una subrutina motora. Por el contrario, el área premotora se activa sólo cuando se establece un nuevo programa motor o cuando se altera un programa aprendido anteriormente. Por lo tanto, es probable que dicha área tenga una función en el aprendizaje motor [264]. Se ha sugerido que ambas áreas están involucradas en la ejecución de tareas motoras secuenciales. Las neuronas premotoras se activan principalmente cuando la secuencia está guiada visualmente, mientras que las neuronas suplementarias lo hacen cuando la secuencia es recordada [265].

II.2.3. Cerebelo

El cerebelo no tiene una función principal en la función sensorial o motora. Si el cerebelo es dañado no se pierden los sentidos ni desaparece el movimiento. No obstante, sus lesiones producen cambios devastadores en la capacidad de efectuar movimientos, desde los más simples hasta los más precisos. Parece actuar como un comparador, un sistema que compensa los errores comparando la intención con el desempeño. Para ello recibe información de la corteza motora primaria, la cual se sugiere que es una copia directa de la respuesta de la corteza motora hacia la médula espinal, y del *feedback* sensorial (reaferencia) de los receptores sobre los movimientos

a medida que son realizados. Tras procesar esta información, las reacciones se propagan del cerebelo a la corteza motora u otros sistemas dentro del tronco encefálico para perfeccionar el movimiento. Filogenéticamente, el cerebelo puede dividirse en tres zonas (Figura 68).

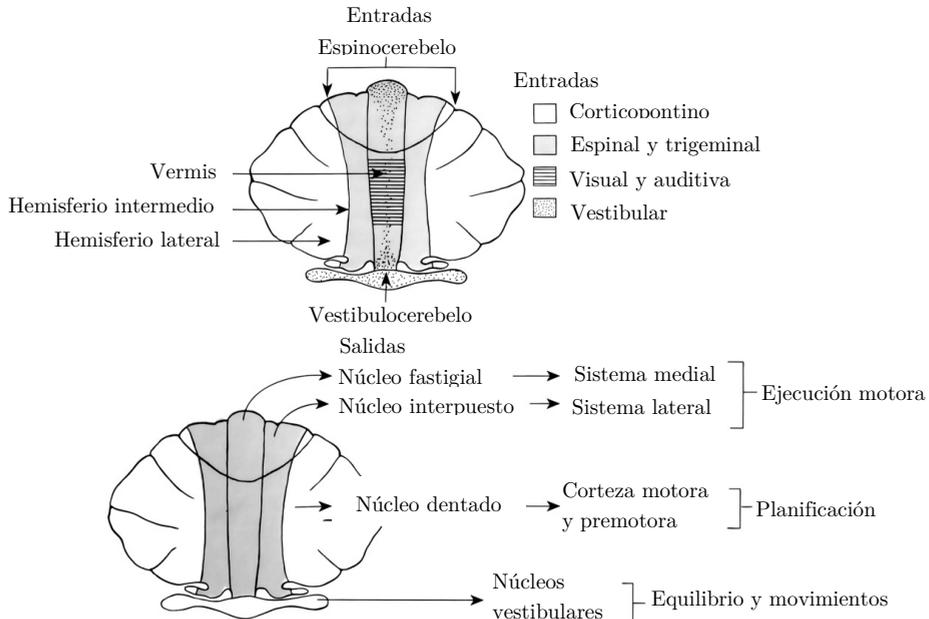


Figura 68. Anatomía del cerebelo. Impulsos y reacciones.

Lóbulo floculonodular

El lóbulo floculonodular recibe los impulsos del sistema visual y del vestibular y sus respuestas regresan al núcleo vestibular. Actúa en el control de los músculos axiales utilizados en el control del equilibrio.

Vermis y hemisferios intermedios

La vermis y los hemisferios intermedios reciben los impulsos propioceptivos y cutáneos de la médula espinal (mediante el tracto espinocerebelar) además de la información visual, vestibular y auditiva. Corrigen las desviaciones de una acción intencionada mediante la comparación del *feedback* de la médula espinal con el comando motor deseado. También alteran el tono muscular.

Hemisferios laterales

Recibe los estímulos del tronco encefálico que transmiten información proveniente de diversas áreas de la corteza cerebral (sensorial, motora, premotora y parietal posterior). Sus respuestas se dirigen al tálamo, a la corteza motora y a la premotora. Esta parte del cerebelo actúa en la preparación del movimiento, mientras que los lóbulos intermedios trabajan en la ejecución del movimiento y en el ajuste de la

acción en curso mediante la información del *feedback*. Se ha propuesto que el cerebelo lateral contribuye a una función de sincronización más general que afecta tanto la percepción como la acción.

II.2.4. Ganglios basales

El complejo de los ganglios basales se compone de un conjunto de núcleos ubicados en la base de la corteza cerebral, los cuales incluyen el putamen, el núcleo caudado, el globo pálido, el núcleo subtálamico y la sustancia negra (Figura 69).

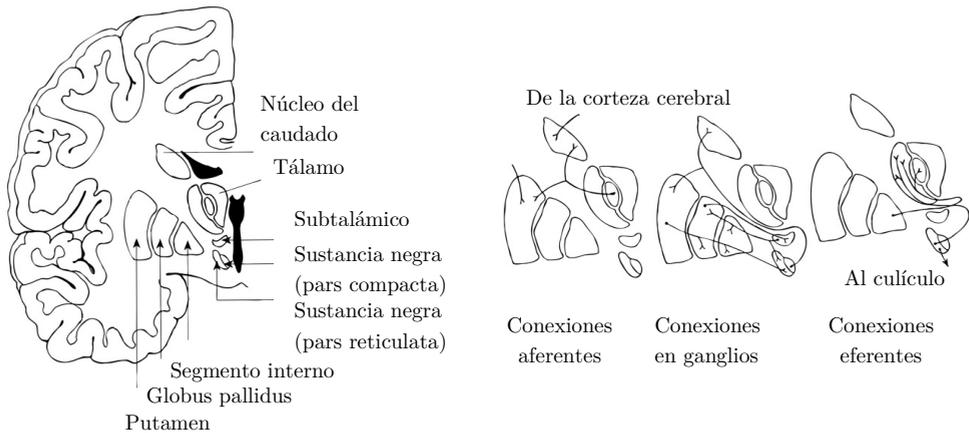


Figura 69. Conexiones de los ganglios basales.

Las conexiones principales de los ganglios basales incluyen las conexiones aferentes principales, las centrales y las eferentes (Figura 69). Los principales núcleos de impulsos del complejo de los ganglios basales son el caudado y el putamen. Ambos se desarrollan a partir de la misma estructura y con frecuencia se analizan como una unidad, el *striatum*. Sus impulsos primarios provienen de áreas extensas de la corteza, como la sensorial, la motora y la de asociación. El globo pálido posee dos segmentos, interno y externo, y está localizado al lado del putamen (mientras que la sustancia negra se encuentra un poco más caudalmente, en el cerebro medio). Los segmentos internos de ambas estructuras son las mayores áreas de respuesta de los ganglios basales. Sus reacciones terminan en las áreas de la corteza prefrontal y premotora, pasando por el tálamo. El último núcleo, el subtálamico, se sitúa justo debajo del tálamo. Las conexiones dentro de los ganglios basales son múltiples.

Los ganglios basales y el cerebelo poseen muchas similitudes en la forma en que interactúan con el resto de los elementos del sistema motor, pero poseen algunas diferencias. Por una parte, mientras que el cerebelo sólo recibe estímulos de las áreas sensorial y motora de la corteza cerebral, y somatosensorial directamente de la

médula espinal, los ganglios basales son el destino final de las vías de toda la corteza cerebral, pero no para la médula espinal. Por otra parte, mientras los ganglios basales envían sus respuestas a las áreas de la corteza prefrontal y premotora, involucradas en el procesamiento motor de nivel superior, las respuestas del cerebelo vuelven a la corteza motora y también a la médula espinal mediante las vías del tronco encefálico. La misión de los ganglios basales puede ser menos evidente, incluyendo funciones relacionadas con la planificación y el control de un comportamiento motor más complejo. Aunque su función es motivo de debate, los ganglios basales parecen tener una función en la activación selectiva de algunos movimientos al suprimir otros [266].

II.2.5. Tracto corticoespinal

Las reacciones de la corteza motora contribuyen al tracto corticoespinal (o piramidal) y, con frecuencia, realizan conexiones excitatorias monosinápticas con neuronas motoras α , además de conexiones polisinápticas con neuronas motoras γ , las cuales controlan la extensión de los husos musculares. El tracto incluye neuronas de la M1 (cerca del 50 %), de la SMA, áreas premotoras e incluso de la S1 (Figura 70).

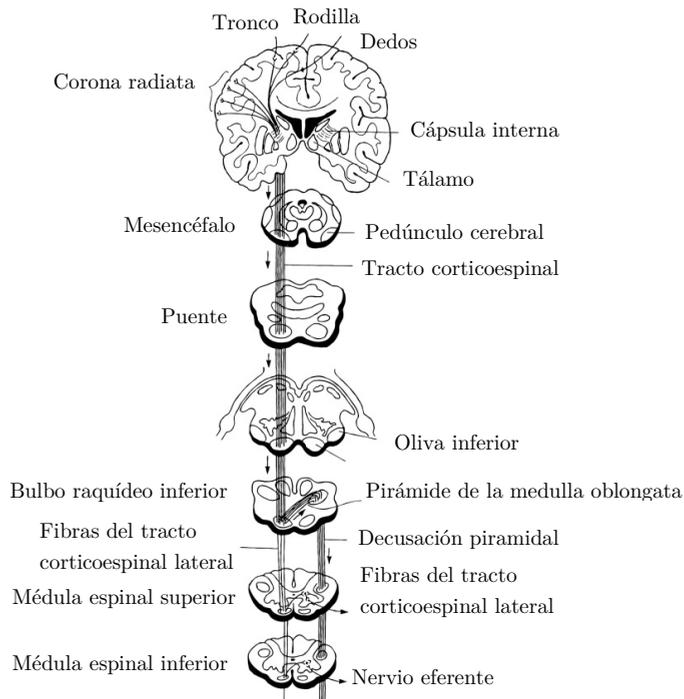


Figura 70. Tracto corticoespinal.

Las fibras descienden ipsilateralmente desde la corteza a través de la cápsula interna, del cerebro medio y del bulbo. En este último, el 90 % de las fibras se cruza para

formar el tracto corticoespinal lateral. El 10 % restante continúa sin cruzarse, formando el tracto corticoespinal anterior. La mayoría de los axones entran en el asta anterior y concluyen en las áreas intermedia y anterior de interneuronas y neuronas motoras.

Las acciones son controladas por una población de neuronas corticoespinales. La tasa de descarga de éstas codifica la fuerza empleada para mover una extremidad y en algunos casos, la tasa de cambio de esa fuerza. Se ha demostrado que neuronas específicas de la corteza, que se activan cuando realizamos una acción, pueden permanecer totalmente inactivas cuando realizamos un movimiento similar con otro propósito. Esto demuestra la existencia de muchas vías motoras paralelas para efectuar una secuencia de acción, al igual que existen vías paralelas para el procesamiento sensorial. De este hecho puede deducirse que simplemente entrenando la realización de una actividad, no puede asumirse la transferencia a otras actividades que requieren el mismo conjunto de músculos [252].

Anexo III. Herramientas de valoración

III.1. Herramientas de valoración del equilibrio

III.1.1. Functional Ambulation Categories

La FAC es una escala que categoriza a los sujetos de acuerdo a habilidades motoras básicas necesarias para la deambulación, la cual se define, en esta medida, como la capacidad de caminar al menos tres metros con la supervisión o asistencia de una única persona y para lo cual se permiten ayudas técnicas (Tabla 77).

Nivel	Deambulación	Definición
1	No funcional	Incapaz de deambular o capaz sólo en barras paralelas. Requiere supervisión o asistencia de más de una persona
2	Dependiente, nivel II	Requiere contacto manual de una persona durante la deambulación sobre superficies lisas. El contacto debe ser continuo y necesario para soportar el peso corporal y/o mantener el equilibrio o la coordinación
3	Dependiente, nivel I	Requiere contacto manual de una persona durante la deambulación sobre superficies lisas. El contacto debe ser intermitente para mantener el equilibrio o la coordinación
4	Dependiente, supervisión	No necesita contacto manual. Requiere vigilancia de una persona debido a posibles malos juicios, estado cardíaco débil o necesidad de guiado verbal
5	Independiente, superficies lisas	Deambulación independiente en superficies lisas. Requiere supervisión o asistencia física para gestionar escaleras o superficies inclinadas
6	Independiente	Deambulación independiente

Tabla 77. Functional Ambulation Categories.

III.1.2. Hauser Ambulation Index

La HAI clasifica a los individuos según su movilidad en diez niveles (Tabla 78).

Nivel	Definición
0	Asintomático. Totalmente activo
1	Camina con normalidad pero reporta fatiga
2	Marcha anormal o desequilibrio episódico. La alteración de la marcha es apreciable por la familia y amigos. Capaz de caminar 8 m en 10 s o menos
3	Camina de manera independiente. Capaz de caminar 8 m en 20 s o menos
4	Requiere soporte unilateral (bastón) para caminar. Camina 8 m en 20 s o menos
5	Requiere soporte bilateral (bastones, andador) y camina 8 m en 20 s o menos, o requiere soporte unilateral pero necesita más de 20 s para caminar 8 m
6	Requiere soporte bilateral y más de 20 s para caminar 8 m. Puede requerir silla de ruedas ocasionalmente
7	Marcha limitada a varios pasos con soporte bilateral. Incapaz de caminar 8 m. Puede requerir silla de ruedas para la mayoría de las actividades
8	Forzado a usar silla de ruedas. Capaz de realizar transferencias independientemente
9	Forzado a usar silla de ruedas. Incapaz de realizar transferencias independientemente

Tabla 78. Hauser Ambulation Index.

El uso de silla de ruedas puede estar determinado por el tipo de vida y la motivación de los sujetos. Se espera que individuos clasificados en el séptimo nivel usen silla de ruedas más frecuentemente que aquellos individuos clasificados en el quinto y sexto nivel.

III.1.3. Berg Balance Scale

La BBS es una medida diseñada para valorar el equilibrio estático y el riesgo de caída en población adulta. La escala valora la realización de 14 actividades estáticas y dinámicas de diferente dificultad (Tabla 79). Las actividades o ítems se puntúan de 0 a 4. La puntuación final se obtiene sumando todos los ítems. La valoración máxima es por tanto de 56, que describe un nivel de equilibrio funcional. Valores por debajo de 45 indican riesgo de caída. El tiempo necesario para llevar a cabo esta escala se estima en 15-20 minutos. El equipamiento requerido para realizar la misma consiste en una vara, una silla con brazos, una regla, un objeto que recoger del suelo y un *step*.

Prueba	Puntuación
1. Sedestación a bipedestación	
Necesita ayuda moderada o elevada para mantener la bipedestación	0
Necesita ayuda mínima para levantarse o estabilizarse	1
Capaz de levantarse usando las manos y tras varios intentos	2
Capaz de mantener la bipedestación usando las manos y de forma independiente	3
Capaz de levantarse sin usar las manos y de forma independiente	4
2. Bipedestación sin apoyos/ayuda	
Incapaz de mantener la bipedestación 30 s sin apoyo	0
Necesita varios intentos para mantener la bipedestación 30 s	1
Capaz de mantener la bipedestación 30 s sin apoyos	2
Capaz de mantener la bipedestación dos minutos con supervisión	3

Capaz de mantener la bipedestación segura dos minutos	4
3. Sedestación sin apoyos	
Incapaz de mantener la sedestación sin apoyo 10 s	0
Capaz de mantener la sedestación 10 s	1
Capaz de mantener la sedestación 30 s	2
Capaz de mantener la sedestación dos minutos con supervisión	3
Capaz de mantener la sedestación segura dos minutos	4
4. Bipedestación a sedestación	
Necesita ayuda para sentarse	0
Se sienta de forma independiente pero el descenso es incontrolado	1
Usa la parte posterior de las piernas contra la silla para controlar el descenso	2
Controla el descenso con las manos	3
Se sienta de forma segura con un uso mínimo de manos	4
5. Transferencias	
Necesita asistencia o supervisión de dos personas	0
Necesita asistencia de una persona	1
Capaz de realizar transferencias con ayuda verbal y/o supervisión	2
Capaz de realizar transferencias con uso elevado de las manos	3
Capaz de realizar transferencias con uso mínimo de las manos	4
6. Bipedestación sin apoyo y ojos cerrados	
Necesita ayuda para evitar caídas	0
Incapaz de mantener los ojos cerrados 3 s	1
Capaz de mantener la bipedestación 3 s	2
Capaz de mantener la bipedestación 10 s con supervisión	3
Capaz de mantener la bipedestación 10 s sin supervisión	4
7. Bipedestación sin ayuda con los pies juntos	
Necesita ayuda para estabilizar la posición y es incapaz de mantenerla 15 s	0
Necesita ayuda para estabilizar o mantener la posición y es incapaz de mantener bipedestación 15 s	1
Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente pero incapaz de mantenerla 30 s	2
Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente y de mantener la bipedestación 60 s con supervisión	3
Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente y de mantener la bipedestación 60 s	4
8. Alcanzar algo con los brazos	
Pierde el equilibrio mientras lo intenta y requiere ayuda	0
Capaz de alcanzar pero necesita supervisión	1
Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia > 5 cm	2
Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia > 12 cm	3
Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia > 25 cm	4
9. Recoger un objeto del suelo	
Incapaz de intentarlo o necesita ayuda para no perder el equilibrio	0
Incapaz de hacerlo y necesita supervisión	1
Incapaz de hacerlo pero se queda a 2-5 cm manteniendo el equilibrio	2
Capaz de hacerlo pero precisa supervisión	3
Capaz de hacerlo de forma segura y fácil	4
10. Girarse para mirar hacia atrás	
Necesita ayuda para no perder el equilibrio o caer	0
Necesita supervisión cuando gira	1

Capaz girarse ligeramente hacia los lados manteniendo el equilibrio	2
Capaz de mirar hacia atrás pero maneja peor el peso hacia uno de los lados	3
Capaz de mirar hacia atrás a ambos lados y maneja bien el peso	4
<hr/>	
11. Giro de 360°	
Necesita ayuda física	0
Necesita supervisión cercana o ayuda verbal	1
Capaz de girar 360° de manera segura pero despacio	2
Capaz de girar 360° de manera segura sólo hacia un lado en 4 s o menos	3
Capaz de girar 360° de manera segura en 4 s o menos	4
<hr/>	
12. Subir escaleras	
Incapaz o necesita asistencia para evitar caer	0
Capaz de completar más de dos pasos con asistencia mínima	1
Capaz de completar cuatro pasos sin ayuda pero con supervisión	2
Capaz de completar ocho pasos de forma segura en más de 20 s	3
Capaz de completar ocho pasos en 20 s de forma segura	4
<hr/>	
13. Tándem	
Pierde el equilibrio mientras mantiene la bipedestación o da el paso	0
Necesita ayuda para dar el paso pero puede mantenerse 15 s	1
Capaz de dar un pequeño paso de forma independiente y mantener la postura 30 s	2
Capaz de colocar un pie delante del otro sin que se toquen de forma independiente y mantener la postura 30 s	3
Capaz de colocarse en posición de tándem de forma independiente y de mantener la postura 30 s	4
<hr/>	
14. Bipedestación sobre un pie	
Incapaz de intentarlo o necesita ayuda para evitar caer	0
Capaz de mantenerse erguido de forma independiente. Intenta levantar una pierna, pero es incapaz de mantenerla 3 s	1
Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante 3 s o más	2
Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante 5-10 s	3
Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante más de 10 s	4

Tabla 79. Berg Balance Scale.

III.1.4. Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment

La POMA es una medida de las habilidades involucradas en el equilibrio y la marcha orientada a población adulta. La escala fue originalmente diseñada para medir la funcionalidad del equilibrio (y los riesgos de caída) y la marcha en mayores, si bien su uso ha acabado extendiéndose a diversas patologías. El objetivo de la escala es reflejar cambios en el equilibrio y en las maniobras de la marcha durante las actividades diarias sin requerir de equipamiento específico ni de entrenamiento por parte del terapeuta. Así pues, el equipamiento necesario para llevar esta prueba consiste en un cronómetro y una silla sin brazos.

Existen variaciones de la escala. La utilizada en los estudios presentados en este trabajo corresponde a la versión de 16 ítems, nueve de los cuales valoran el equilibrio

(POMAb) (Tabla 80) y siete, la marcha (POMAg) (Tabla 81). La escala valora la realización de actividades estáticas y dinámicas de diferente dificultad. Las actividades o ítems se puntúan de 0 a 1 o de 0 a 2, según el caso. La puntuación final se obtiene sumando todos los ítems, por lo que la valoración máxima es 28.

Prueba	Puntuación
1. Equilibrio sentado	
Se inclina o se desliza en la silla	0
Se mantiene seguro	1
2. Levantarse	
Imposible sin ayuda	0
Capaz, pero usando los brazos	1
Capaz sin usar los brazos	2
3. Intentos para levantarse	
Imposible sin ayuda	0
Capaz pero necesita más de un intento	1
Capaz de levantarse con un único intento	2
4. Equilibrio en bipedestación inmediata (primeros 5 s)	
Inestable. Se tambalea, se mueve y/o muestra un marcado balanceo de tronco	0
Estable pero usa el andador, bastón o se agarra a otro objeto para no caer	1
Estable sin andador, bastón u otro soporte	2
5. Equilibrio en bipedestación	
Inestable	0
Estable pero con apoyo amplio (talones de más de 10 cm), bastón u otro soporte	1
Estable sin ayudas	2
6. Empujes	
Empieza a caerse	0
Se tambalea, se agarra, pero se mantiene	1
Estable sin ayudas	2
7. Ojos cerrados	
Inestable	0
Estable	1
8. Vuelta de 360°. Pasos	
Pasos discontinuos	0
Pasos continuos	1
8. Vuelta de 360°. Estabilidad	
Inestable	0
Estable	1
9. Sentarse	
Inseguro, calcula mal la distancia, cae en la silla	0
Usa los brazos o el movimiento es brusco	1
Seguro, movimiento suave	2

Tabla 80. Subescala de equilibrio de la Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment.

Prueba	Puntuación
1. Iniciación de la marcha (inmediata tras dar la orden)	
Algunas vacilaciones o múltiples intentos para empezar	0
No vacila	1
2. Longitud y altura de paso. Movimiento del pie derecho	
El pie derecho no se separa completamente del suelo con el paso	0
El pie derecho se separa completamente del suelo	1
El pie derecho no sobrepasa al pie izquierdo	0
El pie derecho sobrepasa al pie izquierdo	1
El pie izquierdo no se separa completamente del suelo con el paso	0
El pie izquierdo se separa completamente del suelo	1
El pie izquierdo no sobrepasa al pie derecho	0
El pie izquierdo sobrepasa al pie derecho	1
3. Simetría de paso. Movimiento del pie izquierdo	
La longitud de los pasos con los pies izquierdo y derecho no es igual	0
La longitud parece igual	1
4. Fluidez del paso	
Paradas entre los pasos	0
Los pasos parecen continuos	1
5. Trayectoria	
Desviación grave de la trayectoria	0
Desviación leve o moderada o usa ayudas técnicas para mantener la trayectoria	1
Sin desviación o ayudas	2
6. Tronco	
Balanceo marcado o usa ayudas	0
No balancea pero flexiona las rodillas o espalda, o separa los brazos al caminar	1
No se balancea, no se flexiona, ni usa otras ayudas	
7. Postura al caminar	
Talones separados	0
Talones casi juntos	1

Tabla 81. Subescala de marcha de la Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment.

III.1.5. Brunel Balance Assessment

La BBA es una escala diseñada para medir el equilibrio fundamentalmente en individuos con ictus. Consiste en 12 ítems que evalúan el equilibrio a partir de la realización de tareas de dificultad creciente hasta formar una escala ordinaria. Las tareas evalúan desde el equilibrio en sedestación con apoyo, hasta el equilibrio dinámico en bipedestación y el cambio de base de sustentación (Tabla 82). Cada ítem se evalúa valorando el desempeño de la tarea, la cual tiene un criterio específico para superarse, tras tres intentos. Los instrumentos necesarios para llevar a cabo la

escala consisten en un cronómetro, una silla sin brazos, una regla, dos taburetes y un *step* de 7,5-10 cm.

Prueba	Criterio
1. Equilibrio estático en sedestación con soporte de los miembros superiores	Aguantar durante 30 s
2. Elevación de los brazos en sedestación estática	Tres elevaciones en 15 s
3. Alcances anteriores en sedestación	Alcanzar una distancia de 11 cm (media de dos intentos)
4. Equilibrio estático en bipedestación con soporte de los miembros superiores	Aguantar durante 30 s
5. Elevación de los brazos en bipedestación estática	Tres elevaciones en 15 s
6. Alcances anteriores en bipedestación	Alcanzar una distancia de 7 cm (media de dos intentos)
7. Equilibrio estático en bipedestación sin soporte	Aguantar durante 30 s
8. Marcha con ayuda	Recorrer 5 m en un minuto (media de dos intentos)
9. Transferencias de peso	Tres transferencias en 15 s
10. Marcha sin ayuda	Recorrer 5 m en un minuto (media de dos intentos)
11. Subir pierna sana sobre <i>step</i> de 10 cm	Dos elevaciones en 15 s
12. Subir pierna afectada sobre <i>step</i> de 10 cm	Una elevación en 15 s

Tabla 82. Brunel Balance Assessment.

III.1.6. Functional Reaches Test

El FRT es una medida diseñada para valorar el equilibrio estático y el riesgo de caída en población adulta. La prueba evalúa la máxima distancia que el sujeto es capaz de alcanzar con la punta de los dedos manteniendo los pies pegados al suelo a la altura de los hombros. Por ello, el test requiere una vara reglada. El sujeto se sitúa cerca de una pared sin tocarla con el brazo realizando una flexión de hombro de 90°. Se registra la posición inicial de la cabeza del tercer metacarpo y se pide al individuo que intente alcanzar la máxima distancia posible sin mover los pies. Se registra la posición máxima de la referencia y se calcula la diferencia. El resultado de la prueba es la media de tres repeticiones.

Existe una versión modificada, homóloga pero adaptada a individuos incapaces de mantener la bipedestación. Esta modificación evalúa tres condiciones en sedestación: alcances anteriores, a derecha e izquierda.

III.1.7. Stepping test

El ST valora la capacidad de colocar un pie en un escalón de 7,5 cm de altura (*step*) y de bajarlo al suelo repetidamente lo más rápido posible durante 15 s. Para la

realización de la prueba son necesarios un *step* y un cronómetro. El escalón es colocado 5 cm por delante del pie del sujeto. Se permite utilizar ortesis habituales pero no se permite utilizar ninguna ayuda técnica. El test se realiza con ambas piernas, comenzando por la pierna sana, y es puntuado contabilizando la media del número de escalones completados en cuatro intentos.

III.1.8. Timed Up and Down Stairs Test

EL TUDST mide el tiempo que emplea un individuo en subir y bajar escaleras. El test se desarrolla en cinco escalones de una escalera, con barandilla a ambos lados. La prueba, por tanto, requiere una escalera que conste de cinco o más escalones y un cronómetro. El sujeto se coloca al inicio de las escaleras y se le indica que suba lo más rápidamente posible, sin correr y si es posible con pies alternos. Si no es posible, puede subir colocando ambos pies en el mismo escalón. Después debe darse la vuelta en el rellano y bajar las escaleras, si es posible con pies alternos. De la misma manera, si no es posible, debe bajar colocando ambos pies en el mismo escalón.

III.1.9. 30-Second Sit-to-Stand Test

El 30CST mide el número de veces que se pasa de sedestación a bipedestación en 30 s. La prueba requiere un banco sin respaldo ni apoyo trasero y un cronómetro. El movimiento se debe iniciar sentado en el banco con piernas en paralelo y tronco erecto. Un movimiento completo incluye el paso de sedestación a bipedestación, y la vuelta a sedestación.

III.1.10. Timed Up and Go Test

El TUG mide el tiempo que emplea un sujeto en levantarse de una silla, caminar tres metros, dar la vuelta, volver a la silla y sentarse. El inicio y fin de la distancia de tres metros es marcado en el suelo. Para realizar la prueba se necesita una silla con una altura del asiento de 46 cm sin reposabrazos y un cronómetro. El test comienza con el sujeto sentado, con la espalda apoyada en el respaldo de la silla, los brazos relajados y los pies sobre el suelo, justo detrás de la marca donde comienza la distancia de tres metros. Se indica al sujeto que al escuchar la palabra “ya”, debe levantarse, caminar de forma segura y rápida hasta la marca de final de los tres metros, dar la vuelta, volver caminando y sentarse en la silla. La cuenta se inicia cuando se dice la palabra “ya” y se detiene cuando la espalda del individuo reposa de nuevo sobre el respaldo de la silla. Se realiza una prueba para que el sujeto practique y se registra el tiempo medio de los dos intentos siguientes.

III.1.11. 10-Meter Walking Test

El 10MWT mide la capacidad de marcha. El test valora el tiempo empleado para caminar 10 m. El 10MWT se realiza caminando 14 m en línea recta sobre una superficie plana, lisa y antideslizante. Al sujeto se le indica que camine lo más rápido que pueda de forma segura, y se registra el tiempo que tarda en recorrer los 10 m centrales de los 14 m establecidos. El resultado del test corresponde a un promedio de dos ensayos.

III.1.12. 1-Minute Walking Test

El 1MWT valora la distancia que es capaz de recorrer un sujeto en un minuto. La marcha se desarrolla sobre una figura con forma de ocho de 20-22 m marcada en una superficie plana, lisa y antideslizante. Al sujeto se le indica que debe caminar sobre la trayectoria durante un minuto lo más rápidamente posible, sin correr. En el test se calcula la velocidad de la marcha a partir de los metros recorridos.

III.1.13. Posturografía dinámica

La PDC se desarrolló a partir de la investigación sobre el control de movimiento humano, la cual fue financiada por los *National Institutes of Health* de EEUU y la NASA en las décadas de los 60 y 70. Su aplicación clínica fue descrita por primera vez en 1982 por el equipo de Lewis Nashner [24].

La PDC se considera el *gold standard* de las técnicas para el estudio del control postural. Está recomendada para la evaluación y tratamiento de individuos con lesión vestibular por la *American Academy of Otolaryngology-Head & Neck Surgery (Policy 1160: Dynamic Posturography and Vestibular Testing)* [267] y para analizar la capacidad de controlar el CDP tanto en individuos sanos como en patológicos por la *American Academy of Neurology* [268]. Según estas entidades una PDC debe incluir el aislamiento y cuantificación de distintos factores: 1) las aferencias generadas por los sistemas visual, vestibular y somatosensorial; 2) los mecanismos de integración centrales que seleccionan la información apropiada; 3) las estrategias de movimiento funcionalmente apropiadas bajo distintas condiciones y tareas; y 4) los mecanismos motores que generan movimientos posturales efectivos y a tiempo [269]. Para ello la PDC consta de tres pruebas fundamentales [270], que se detallan a continuación.

El test de organización sensorial identifica de manera objetiva problemas en el control postural valorando la habilidad para hacer un uso efectivo de la información

visual, vestibular y propioceptiva. Durante el test, la información útil proporcionada a los ojos, pies y articulaciones del sujeto se elimina. La base de soporte y/o el entorno visual se inclina para seguir el balanceo del cuerpo en el eje AP, eliminando la información sobre la orientación. Controlando la información sensorial (visual y propioceptiva) y/o en condiciones de ojos abiertos o cerrados, el protocolo elimina información útil para crear situaciones de conflicto sensorial. Estas condiciones aíslan el sistema vestibular a la vez que ponen a prueba las respuestas adaptativas del SNC. De manera inmediata, los sujetos pueden revelar una incapacidad de hacer un uso efectivo de los sistemas sensoriales individuales o bien, respuestas adaptativas inapropiadas resultantes del uso de entradas incorrectas. El test de organización sensorial consta de seis pruebas (Figura 71).

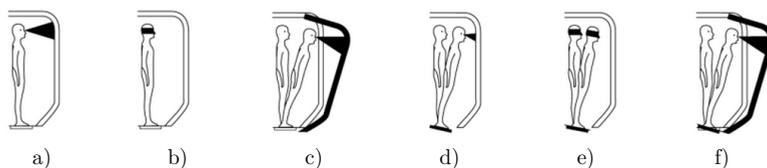


Figura 71. Pruebas que componen el test de organización sensorial: a) ojos abiertos y base y entorno fijos; b) ojos cerrados y base fija; c) ojos abiertos, base fija y entorno móvil; d) ojos abiertos, base móvil y entorno fijo; e) ojos cerrados y base móvil; f) ojos abiertos, base y entorno móviles.

El test de control motor evalúa la capacidad del individuo de recuperarse de perturbaciones externas inesperadas de manera rápida y automática. Secuencias de desplazamientos pequeños, medianos y grandes de la plataforma (escalados según la altura del individuo) en el eje AP provocan respuestas posturales automáticas (Figura 72). Las medidas incluyen tiempos de reacción, fuerza y simetría de las respuestas.

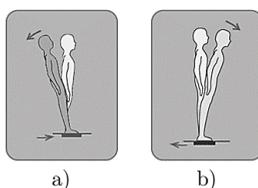


Figura 72. Pruebas que componen el test de control motor: a) desplazamiento de la base hacia adelante; b) desplazamiento hacia atrás.

El test de adaptación evalúa la capacidad del individuo de modificar sus reacciones motoras y minimizar el balanceo cuando la base de soporte se inclina de manera impredecible sobre el eje frontal (Figura 73). Para cada inclinación la fuerza del balanceo cuantifica la magnitud de la fuerza de la respuesta requerida para sobreponerse a la desestabilización inducida.

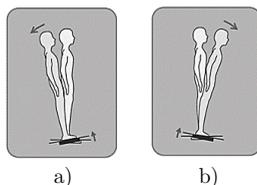


Figura 73. Pruebas que componen el test de adaptación: a) inclinación de la base hacia arriba; b) inclinación hacia abajo.

En resumen, durante el test de organización sensorial se alteran las entradas visuales, vestibulares y propioceptivas moviendo la base de soporte y el entorno visual en función de los ajustes posturales del individuo. Durante los protocolos de control motor (test de control motor y test de adaptación) se provocan reacciones mediante movimientos inesperados de la base de soporte. Estos movimientos y el entorno visual se controlan de manera precisa y controlada y se escalan según la estatura y peso del sujeto, por lo que las respuestas de cada individuo se pueden comparar con respuestas de individuos sanos de similares características previamente evaluados que constituyen un patrón de normalidad.

El sistema de posturografía comercial de referencia es el sistema EquiTest® (NeuroCom® Inc., Clackamas) [271]. El sistema, basado en el trabajo de Nashner, fue el primero en ser comercializado (su lanzamiento tuvo lugar en 1986). Sin embargo, desde la aparición de la PDC, se han ido desarrollando otros sistemas de posturografía que proporcionan una información que, pese a no ser equivalente, puede ser válido para la valoración del equilibrio. Uno de estos sistemas es el NedSVE/IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España) [272]. El sistema permite la evaluación funcional de alteraciones del equilibrio, combinando pruebas de posturografía estática con ejercicios dinámicos. La valoración de cada prueba se basa en el cálculo de determinados parámetros biomecánicos, que son función del desplazamiento del CDP del sujeto. El sistema NedSVE/IBV, a diferencia del sistema EquiTest®, no posibilita el movimiento de la base de soporte ni del entorno visual, por lo que los test que fundamentan la PDC no pueden llevarse a cabo. En cambio, el sistema propone otras pruebas que tratan de proporcionar información lo más equivalente posible (Tabla 83). La validación del sistema NedSVE/IBV en población con DCA se detalla en la sección 2.1.2.2.

Prueba	EquiTest®	NedSVE/IBV
Test de organización sensorial	X	X (mCTSIB)
Test de control motor	X	
Test de adaptación	X	
Límites de estabilidad	X	X
Control rítmico direccional	X	X
Reparto del peso en cuclillas	X	
Apoyo monopodal	X	

Tabla 83. Comparación de las pruebas que componen el estudio posturográfico de los sistemas EquiTest® y NedSVE/IBV.

III.2. Herramientas de valoración de presencia, usabilidad y motivación

III.2.1. Short Feedback Questionnaire modificado

El SFQm es un cuestionario de 13 preguntas que evalúa la sensación de presencia, la dificultad percibida y cualquier tipo de disconformidad que los participantes puedan experimentar (Tabla 84). Los primeros siete ítems son formulados como una alternativa abreviada al cuestionario de presencia de Witmer y Singer [273]. Estos elementos evalúan la diversión, la presencia, la conciencia de éxito, el control del movimiento, el realismo del entorno, la comprensión del *feedback* proporcionado y la utilidad clínica subjetiva. Los siguientes cuatro ítems evalúan posibles efectos adversos como la incomodidad, el mareo, la irritación de ojos y la desorientación. Los últimos dos ítems evalúan la dificultad del ejercicio y del dispositivo de *tracking*.

Preguntas	Puntuación				
	Nada				Mucho
1. ¿Te has divertido realizando los ejercicios?	1	2	3	4	5
2. ¿Te has sentido como si estuvieras dentro de los ejercicios?	1	2	3	4	5
3. ¿Superaste con éxito los ejercicios?	1	2	3	4	5
4. ¿Has sentido que tenías el control de la situación?	1	2	3	4	5
5. ¿Te ha parecido que el entorno era real?	1	2	3	4	5
6. ¿Te ha parecido clara la información que te ha dado el sistema (imágenes, sonido, resultados)?	1	2	3	4	5
7. ¿Te has sentido incómodo en algún momento?	1	2	3	4	5
8. ¿Has sentido sensación de mareo o náuseas?	1	2	3	4	5
9. ¿Has sentido alguna sensación de molestia en los ojos?	1	2	3	4	5
10. ¿Te has sentido desorientado?	1	2	3	4	5
11. ¿Crees que este tratamiento te resulta útil?	1	2	3	4	5
12. ¿Te han resultado difíciles los ejercicios?	1	2	3	4	5
13. ¿Te ha resultado difícil utilizar el material (sensores, pantalla)?	1	2	3	4	5

Tabla 84. Short Feedback Questionnaire modificado.

Las respuestas a los siete primeros ítems se evalúan mediante una escala Likert de 5 puntos. El resto de ítems están formulados negativamente, por lo que son invertidos para su análisis. El resultado global del SFQM se obtiene sumando los resultados individuales de cada ítem, por lo que varía de 13 a 65 puntos. Valores cercanos a 65 muestran mejores resultados en términos de usabilidad.

III.2.2. System Usability Scale

El SUS es una escala de diez ítems que proporciona una visión global de la percepción subjetiva de la usabilidad de un sistema. Es una escala tipo Likert de 5 puntos cuyo resultado varía de 0 a 100 (Tabla 85). La escala debe completarse una vez que el usuario ha interactuado con el sistema. Si éste no puede responder a algún ítem en particular, debe marcar el punto central de la escala. Los ítems impares se puntúan restando un punto a la valoración dada. Los ítems pares se puntúan como el resultado de la resta entre valor máximo (cinco puntos) y la valoración dada. La puntuación total se obtiene sumando las puntuaciones individuales y multiplicando el resultado por 2,5.

Preguntas	Puntuación				
	Totalmente en desacuerdo			Totalmente de acuerdo	
1. Me gustaría usar los ejercicios más a menudo	1	2	3	4	5
2. El sistema me ha parecido complicado de usar	1	2	3	4	5
3. Los ejercicios son fáciles de usar	1	2	3	4	5
4. Necesito la ayuda de un terapeuta para poder utilizar el sistema por su dificultad técnica	1	2	3	4	5
5. Las distintas funciones del sistema están bien integradas	1	2	3	4	5
6. Hay muchos fallos en los ejercicios	1	2	3	4	5
7. La mayoría de la gente aprendería a usar los ejercicios rápidamente	1	2	3	4	5
8. El sistema es incómodo de usar	1	2	3	4	5
9. El sistema es fiable	1	2	3	4	5
10. He necesitado aprender muchas cosas antes de empezar a usar el sistema	1	2	3	4	5

Tabla 85. System Usability Scale.

III.2.3. Intrinsic Motivation Inventory

El IMI valora las experiencias subjetivas de los participantes tras una actividad. Es un cuestionario multidimensional estructurado en distintas subescalas y valorado en una escala tipo Likert de 7 puntos (Tabla 86). Para este estudio se utilizaron las subescalas de interés/diversión, competencia percibida, presión/tensión y valor/utilidad. Valores elevados en cada subescala del IMI representan valores

positivos en términos de motivación, excepto en la subescala de presión/tensión, donde valores elevados representan niveles altos de tensión.

Preguntas	Puntuación						
	Falso			Cierto			
1. Interés/Diversión							
Me gusta mucho hacer esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
Esta actividad resulta divertida	1	2	3	4	5	6	7
Pienso que es una actividad aburrida	1	2	3	4	5	6	7
Esta tarea no mantuvo mi atención en absoluto	1	2	3	4	5	6	7
Describiría esta actividad como muy interesante	1	2	3	4	5	6	7
Pienso que esta actividad es muy agradable	1	2	3	4	5	6	7
Mientras hacía esta actividad pensaba en lo mucho que me divertía	1	2	3	4	5	6	7
2. Competencia percibida							
Creo que soy bastante bueno en esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
Creo que lo he hecho bastante bien	1	2	3	4	5	6	7
Después de usarlo un rato, sentí que lo hacía bastante bien	1	2	3	4	5	6	7
Estoy satisfecho con mi ejecución	1	2	3	4	5	6	7
Soy bastante habilidoso en esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
No he podido hacer muy bien esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
3. Presión/Tensión							
No me he sentido nervioso en absoluto durante la actividad	1	2	3	4	5	6	7
Me he sentido muy tenso durante esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
He estado muy tranquilo durante esta actividad	1	2	3	4	5	6	7
Me he sentido ansioso durante la actividad	1	2	3	4	5	6	7
Me sentí presionado durante la actividad	1	2	3	4	5	6	7
4. Utilidad/Valía							
Creo que esta actividad podría ser valiosa para mi rehabilitación	1	2	3	4	5	6	7
Creo que esta actividad puede ser beneficiosa para mejorar mi equilibrio	1	2	3	4	5	6	7
Creo que es importante realizar esta actividad porque puede ayudarme a mantener el control de mi postura	1	2	3	4	5	6	7
Repetiría esta actividad porque puede resultarme beneficiosa	1	2	3	4	5	6	7
Creo que este ejercicio podría ayudarme a mejorar mi estado	1	2	3	4	5	6	7
Creo que realizar esta actividad es beneficioso para mí	1	2	3	4	5	6	7
Creo que es una actividad importante	1	2	3	4	5	6	7

Tabla 86. Intrinsic Motivation Inventory.

Bibliografía

1. Borg, F., et al., *Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing*. J Electromyogr Kinesiol, 2007. **17**(5): p. 622-34.
2. Shumway-Cook, A. and M.H. Woollacott, *Motor control: theory and practical applications*. Williams & Wilkins, 1995.
3. Basmajian, J.V., *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, 1978.
4. Nashner, L. *Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance*, in *Balance: proceedings of the APTA forum*, 1990.
5. Nashner, L.M. and G. McCollum, *The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis*. Behav Brain Sci, 1985. **8**(1): p. 135-150.
6. Horak, F.B. and L.M. Nashner, *Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations*. J Neurophysiol, 1986. **55**(6): p. 1369-81.
7. Horak, F.B., S.M. Henry, and A. Shumway-Cook, *Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders*. Phys Ther, 1997. **77**(5): p. 517-33.
8. Winter, D.A., *Human balance and posture control during standing and walking*. Gait Posture, 1995. **3**(4): p. 193-214.
9. Peterka, R.J., *Sensorimotor integration in human postural control*. J Neurophysiol, 2002. **88**(3): p. 1097-118.
10. Forssberg, H. and L.M. Nashner, *Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance*. J Neurosci, 1982. **2**(5): p. 545-52.
11. Fitzpatrick, R. and D.I. McCloskey, *Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans*. J Physiol, 1994. **478**(Pt 1): p. 173-186.
12. Horak, F.B., *Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing*, 2006. **35 Suppl 2**: p. 7-11.
13. Perret, E. and F. Regli, *Age and the perceptual threshold for vibratory stimuli*. Eur Neurol, 1970. **4**(2): p. 65-76.
14. Young, J.C., *Physical dimensions of aging*. Am J Hum Biol, 2006. **18**(1): p. 156-158.
15. Yaffe, K., et al., *A prospective study of physical activity and cognitive decline in elderly women: women who walk*. Arch Intern Med, 2001. **161**(14): p. 1703-8.
16. Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO). Secretaria de Estado de Servicios Sociales, Familias y Discapacidad, *Encuesta de discapacidad, autonomía personal y situaciones de dependencia (EDAD 2008)*, 2008.
17. Sociedad Española de Neurología, *Plan estratégico nacional para el tratamiento de las enfermedades neurológicas*, 2002.
18. Boix, R., et al., *Stroke prevalence among the Spanish elderly: an analysis based on screening surveys*. BMC Neurology, 2006. **6**(1): p. 36.
19. Agència d'Informació, Avaluació i Qualitat en Salut. Departament de Salut. Generalitat de Catalunya, *Intervenciones de rehabilitación en el traumatismo craneoencefálico*, 2010.
20. Bárcena-Orbe, A., et al., *Revisión del traumatismo craneoencefálico*. Neurocirugía, 2006. **17**(6): p. 495-518.
21. Tagliaferri, F., et al., *A systematic review of brain injury epidemiology in Europe*. Acta Neurochir, 2006. **148**(3): p. 255-68; discussion 268.
22. Tyson, S.F., et al., *Balance disability after stroke*. Phys Ther, 2006. **86**(1): p. 30-8.
23. Bonan, I.V., et al., *Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography*. Arch Phys Med Rehabil, 2004. **85**(2): p. 268-73.
24. Nashner, L.M., F.O. Black, and C. Wall, 3rd, *Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits*. J Neurosci, 1982. **2**(5): p. 536-44.
25. Belgen, B., et al., *The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke*. Arch Phys Med Rehabil, 2006. **87**(4): p. 554-61.

26. Verheyden, G., et al., *Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability*. Clin Rehabil, 2006. **20**(5): p. 451-8.
27. Karatas, M., et al., *Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients*. Am J Phys Med Rehabil, 2004. **83**(2): p. 81-7.
28. Danells, C.J., et al., *Poststroke "pushing": natural history and relationship to motor and functional recovery*. Stroke, 2004. **35**(12): p. 2873-8.
29. Karnath, H.O. and D. Broetz, *Understanding and treating "pusher syndrome"*. Phys Ther, 2003. **83**(12): p. 1119-25.
30. Brown, L.A., R.J. Sleik, and T.R. Winder, *Attentional demands for static postural control after stroke*. Arch Phys Med Rehabil, 2002. **83**(12): p. 1732-5.
31. Lord, S.R. and H.B. Menz, *Visual contributions to postural stability in older adults*. Gerontology, 2000. **46**(6): p. 306-10.
32. Rode, G., C. Tiliket, and D. Boisson, *Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients*. Scand J Rehabil Med, 1997. **29**(1): p. 11-6.
33. Heilman, K.M., et al., *The right hemisphere: neuropsychological functions*. J Neurosurg, 1986. **64**(5): p. 693-704.
34. Chen, I.C., et al., *Effects of balance training on hemiplegic stroke patients*. Chang Gung Med J, 2002. **25**(9): p. 583-90.
35. Maki, B.E. and W.E. McIlroy, *The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy*. Phys Ther, 1997. **77**(5): p. 488-507.
36. Chen, I.C., et al., *Balance evaluation in hemiplegic stroke patients*. Chang Gung Med J, 2000. **23**(6): p. 339-47.
37. Lamb, S.E., et al., *Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: the Women's Health and Aging Study*. Stroke, 2003. **34**(2): p. 494-501.
38. Harris, J.E., et al., *Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke*. Phys Ther, 2005. **85**(2): p. 150-8.
39. Finger, S., *Brain injury and recovery: theoretical and controversial issues*. Plenum Press, 1988.
40. Nudo, R.J., et al., *Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct*. Science, 1996. **272**(5269): p. 1791-4.
41. Dancause, N., *Vicarious function of remote cortex following stroke: recent evidence from human and animal studies*. Neuroscientist, 2006. **12**(6): p. 489-99.
42. Eisner-Janowicz, I., et al., *Early and late changes in the distal forelimb representation of the supplementary motor area after injury to frontal motor areas in the squirrel monkey*. J Neurophysiol, 2008. **100**(3): p. 1498-512.
43. Biernaskie, J., et al., *Bi-hemispheric contribution to functional motor recovery of the affected forelimb following focal ischemic brain injury in rats*. Eur J Neurosci, 2005. **21**(4): p. 989-99.
44. Teasell, R.N., H., *Background concepts in stroke rehabilitation*. EBRSR: Evidence Based Review of Stroke Rehabilitation, 2011. **Version 13**: p. 1-44.
45. Janssen, H., et al., *An enriched environment improves sensorimotor function post-ischemic stroke*. Neurorehabil Neural Repair, 2010. **24**(9): p. 802-13.
46. Janssen, H., et al., *An enriched environment increases activity in stroke patients undergoing rehabilitation in a mixed rehabilitation unit: a pilot non-randomized controlled trial*. Disabil Rehabil, 2014. **36**(3): p. 255-62.
47. Kwakkel, G., et al., *Effects of intensity of rehabilitation after stroke. A research synthesis*. Stroke, 1997. **28**(8): p. 1550-6.
48. Kwakkel, G., et al., *Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a meta-analysis*. Stroke, 2004. **35**(11): p. 2529-39.
49. Karni, A., et al., *Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning*. Nature, 1995. **377**(6545): p. 155-8.

50. Plautz, E.J., G.W. Milliken, and R.J. Nudo, *Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning*. Neurobiol Learn Mem, 2000. **74**(1): p. 27-55.
51. Remple, M.S., et al., *Sensitivity of cortical movement representations to motor experience: evidence that skill learning but not strength training induces cortical reorganization*. Behav Brain Res, 2001. **123**(2): p. 133-41.
52. Dancause, N. and R.J. Nudo, *Shaping plasticity to enhance recovery after injury*. Prog Brain Res, 2011. **192**: p. 273-95.
53. Guadagnoli, M.A. and T.D. Lee, *Challenge point: a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning*. J Motor Behav, 2004. **36**(2): p. 212-224.
54. Subramanian, S.K., et al., *Does provision of extrinsic feedback result in improved motor learning in the upper limb poststroke? A systematic review of the evidence*. Neurorehabil Neural Repair, 2010. **24**(2): p. 113-124.
55. Winstein, C.J., et al., *Learning a partial-weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback*. Phys Ther, 1996. **76**(9): p. 985-93.
56. Homberg, V., *Evidence based medicine in neurological rehabilitation: a critical review*. Acta Neurochir Suppl, 2005. **93**: p. 3-14.
57. Proteau, L., *Chapter 4. On the specificity of learning and the role of visual information for movement control, in Vision and motor control*. North-Holland, 1992: p. 67-103.
58. Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. Secretaría de Estado de Servicios Sociales, Familia y Discapacidad, *Modelo de atención a las personas con Daño Cerebral*, 2007.
59. Turner-Stokes, L., *Evidence for the effectiveness of multi-disciplinary rehabilitation following acquired brain injury: a synthesis of two systematic approaches*. J Rehabil Med, 2008. **40**(9): p. 691-701.
60. Bori, I., C. Villarino, and P. Forastero, *Stroke care organization in Spain*. Am J Phys Med Rehabil, 2009. **88**(8): p. 686-9.
61. Langhorne, P., J. Bernhardt, and G. Kwakkel, *Stroke rehabilitation*. Lancet, 2011. **377**(9778): p. 1693-702.
62. Berg, K., S. Wood-Dauphinee, and J.I. Williams, *The balance scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke*. Scand J Rehabil Med, 1995. **27**(1): p. 27-36.
63. Tinetti, M.E., *Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients*. J Am Geriatr Soc, 1986. **34**(2): p. 119-26.
64. Tyson, S.F. and L.H. DeSouza, *Development of the Brunel balance assessment: a new measure of balance disability post stroke*. Clin Rehabil, 2004. **18**(7): p. 801-10.
65. Duncan, P.W., et al., *Functional reach: a new clinical measure of balance*. J Gerontol, 1990. **45**(6): p. 192-7.
66. Hill, K.D., *A new test of dynamic standing balance for stroke patients: reliability, validity and comparison with healthy elderly*. Physiother Can, 1996. **48**(4): p. 257-262.
67. Zaino, C.A., V.G. Marchese, and S.L. Westcott, *Timed up and down stairs test: preliminary reliability and validity of a new measure of functional mobility*. Pediatr Phys Ther, 2004. **16**(2): p. 90-8.
68. Jones, C.J., R.E. Rikli, and W.C. Beam, *A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults*. Res Q Exercise Sport, 1999. **70**(2): p. 6.
69. Podsiadlo, D. and S. Richardson, *The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons*. J Am Geriatr Soc, 1991. **39**(2): p. 142-8.
70. Bohannon, R.W., A.W. Andrews, and M.W. Thomas, *Walking speed: reference values and correlates for older adults*. J Orthop Sports Phys Ther, 1996. **24**(2): p. 86-90.
71. Stewart, D., et al., *The two-minute walking test: a sensitive index of mobility in the rehabilitation of elderly patients*. Clin Rehabil, 1990. **4**(4): p. 273-276.
72. Stein, J., et al., *Stroke recovery and rehabilitation*. Demos Medical Publishing, 2008.

73. Khasnis, A. and R.M. Gokula, *Romberg's test*. J Postgrad Med, 2003. **49**(2): p. 169-72.
74. Weiss, A., et al., *High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke*. Am J Phys Med Rehabil, 2000. **79**(4): p. 369-76; quiz 391-4.
75. Eng, J.J., et al., *A community-based group exercise program for persons with chronic stroke*. Med Sci Sports Exerc, 2003. **35**(8): p. 1271-8.
76. Duncan, P., et al., *Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke*. Stroke, 2003. **34**(9): p. 2173-80.
77. Mount, J., et al., *Group balance skills class for people with chronic stroke: a case series*. J Neurol Phys Ther, 2005. **29**(1): p. 24-33.
78. Marigold, D.S., et al., *Exercise leads to faster postural reflexes, improved balance and mobility, and fewer falls in older persons with chronic stroke*. J Am Geriatr Soc, 2005. **53**(3): p. 416-23.
79. Yang, Y.R., et al., *Task-oriented progressive resistance strength training improves muscle strength and functional performance in individuals with stroke*. Clin Rehabil, 2006. **20**(10): p. 860-70.
80. English, C.K., et al., *Circuit class therapy versus individual physiotherapy sessions during inpatient stroke rehabilitation: a controlled trial*. Arch Phys Med Rehabil, 2007. **88**(8): p. 955-63.
81. Fritz, S.L., et al., *An intense intervention for improving gait, balance, and mobility for individuals with chronic stroke: a pilot study*. J Neurol Phys Ther, 2007. **31**(2): p. 71-6.
82. Macko, R.F., et al., *Adaptive physical activity improves mobility function and quality of life in chronic hemiparesis*. J Rehabil Res Dev, 2008. **45**(2): p. 323-8.
83. Cheng, P.T., et al., *Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention*. Arch Phys Med Rehabil, 2001. **82**(12): p. 1650-4.
84. Walker, C., B.J. Brouwer, and E.G. Culham, *Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke*. Phys Ther, 2000. **80**(9): p. 886-895.
85. Geiger, R.A., et al., *Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training*. Phys Ther, 2001. **81**(4): p. 995-1005.
86. Cheng, P.T., et al., *Effects of visual feedback rhythmic weight-shift training on hemiplegic stroke patients*. Clin Rehabil, 2004. **18**(7): p. 747-53.
87. Barclay-Goddard, R., et al., *Force platform feedback for standing balance training after stroke*. Cochrane Database Syst Rev, 2004.
88. Cameirao, M.S., et al., *The combined impact of virtual reality neurorehabilitation and its interfaces on upper extremity functional recovery in patients with chronic stroke*. Stroke, 2012. **43**(10): p. 2720-8.
89. Henderson, A., N. Korner-Bitensky, and M. Levin, *Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery*. Top Stroke Rehabil, 2007. **14**(2): p. 52-61.
90. Booth, V., et al., *The effectiveness of virtual reality interventions in improving balance in adults with impaired balance compared with standard or no treatment: a systematic review and meta-analysis*. Clin Rehabil, 2013.
91. Kizony, R., N. Katz, and P.L. Weiss, *Adapting an immersive virtual reality system for rehabilitation*. J Visual Comp Animat, 2003. **14**(5): p. 261-268.
92. Sveistrup, H., et al., *Experimental studies of virtual reality-delivered compared to conventional exercise programs for rehabilitation*. Cyberpsychol Behav, 2003. **6**(3): p. 245-9.
93. Bisson, E., et al., *Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training*. Cyberpsychol Behav, 2007. **10**(1): p. 16-23.
94. Thornton, M., et al., *Benefits of activity and virtual reality based balance exercise programmes for adults with traumatic brain injury: perceptions of participants and their caregivers*. Brain Inj, 2005. **19**(12): p. 989-1000.
95. Kim, J.H., et al., *Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study*. Am J Phys Med Rehabil, 2009. **88**(9): p. 693-701.

96. Kizony, R. and P.L. Weiss, *Virtual reality rehabilitation for all: Vivid GX versus Sony PlayStation II EyeToy*, in *Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech*, 2004. p. 87-94.
97. Hartley, R. and A. Zisserman, *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge University Press, 2003.
98. Flynn, S., P. Palma, and A. Bender, *Feasibility of using the Sony PlayStation 2 gaming platform for an individual poststroke: a case report*. *J Neurol Phys Ther*, 2007. **31**(4): p. 180-189.
99. Laver, K.E., et al., *Virtual reality for stroke rehabilitation*. *Cochrane Database Syst Rev*, 2011.
100. Clark, R.A., et al., *Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance*. *Gait Posture*, 2010. **31**(3): p. 307-10.
101. Deutsch, J.E., et al. *Wii-based compared to standard of care balance and mobility rehabilitation for two individuals post-stroke*, in *Virtual Rehabilitation International Conference, 2009*. 2009.
102. Cho, K.H., K.J. Lee, and C.H. Song, *Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients*. *Tohoku J Exp Med*, 2012. **228**(1): p. 69-74.
103. Barcala, L., et al., *Visual biofeedback balance training using Wii Fit after stroke: a randomized controlled trial*. *J Phys Ther Sci*, 2013. **25**(8): p. 1027-1032.
104. Bower, K.J., et al., *Clinical feasibility of the Nintendo Wii for balance training post-stroke: a phase II randomized controlled trial in an inpatient setting*. *Clin Rehabil*, 2014. **28**(9): p. 912-23.
105. Matjacic, Z., I.L. Johannesen, and T. Sinkjaer, *A multi-purpose rehabilitation frame: a novel apparatus for balance training during standing of neurologically impaired individuals*. *J Rehabil Res Dev*, 2000. **37**(6): p. 681-91.
106. Cikajlo, I., et al., *Telerehabilitation using virtual reality task can improve balance in patients with stroke*. *Disabil Rehabil*, 2012. **34**(1): p. 13-18.
107. Krpic, A., A. Savanovic, and I. Cikajlo, *Telerehabilitation: remote multimedia-supported assistance and mobile monitoring of balance training outcomes can facilitate the clinical staff's effort*. *Int J Rehabil Res*, 2013. **36**(2): p. 162-71.
108. Singh, D.K., et al., *Effects of substituting a portion of standard physiotherapy time with virtual reality games among community-dwelling stroke survivors*. *BMC Neurol*, 2013. **13**: p. 199.
109. Rajaratnam, B.S., et al., *Does the inclusion of virtual reality games within conventional rehabilitation enhance balance retraining after a recent episode of stroke?* *Rehabil Res Pract*, 2013. **2013**: p. 6.
110. Yang, Y.R., et al., *Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: a randomized controlled trial*. *Gait Posture*, 2008. **28**(2): p. 201-6.
111. Yang, S., et al., *Improving balance skills in patients who had stroke through virtual reality treadmill training*. *Am J Phys Med Rehabil*, 2011. **90**(12): p. 969-78.
112. Jaffe, D.L., et al., *Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia*. *J Rehabil Res Dev*, 2004. **41**(3A): p. 283-92.
113. Howe, J.A., et al., *The community balance and mobility scale: a balance measure for individuals with traumatic brain injury*. *Clin Rehabil*, 2006. **20**(10): p. 885-95.
114. Powell, L.E. and A.M. Myers, *The activities-specific balance confidence (ABC) scale*. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 1995. **50A**(1): p. 28-34.
115. Binkley, J.M., et al., *The lower extremity functional scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application*. *Phys Ther*, 1999. **79**(4): p. 371-83.
116. Duncan, P.W., M. Propst, and S.G. Nelson, *Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident*. *Phys Ther*, 1983. **63**(10): p. 1606-10.
117. Gabel, C.P., et al., *The upper limb functional index: development and determination of reliability, validity, and responsiveness*. *J Hand Ther*, 2006. **19**(3): p. 328-48.
118. Whitney, S.L., M.T. Hudak, and G.F. Marchetti, *The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction*. *J Vestib Res*, 2000. **10**(2): p. 99-105.
119. van der Lee, J.H., et al., *Clinimetric properties of the motor activity log for the assessment of arm use in hemiparetic patients*. *Stroke*, 2004. **35**(6): p. 1410-4.

120. Bohannon, R.W. and M.B. Smith, *Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity*. Phys Ther, 1987. **67**(2): p. 206-7.
121. Schwab, J., et al., *The Beck depression inventory with medical inpatients*. Acta Psychiatr Scand, 1967. **43**(3): p. 255-66.
122. Perry, J., et al., *Classification of walking handicap in the stroke population*. Stroke, 1995. **26**(6): p. 982-9.
123. Poole, J.L. and S.L. Whitney, *Motor assessment scale for stroke patients: concurrent validity and interrater reliability*. Arch Phys Med Rehabil, 1988. **69**(3 Pt 1): p. 195-7.
124. Mahoney, F.I. and D.W. Barthel, *Functional evaluation: the Barthel index*. Md State Med J, 1965. **14**: p. 61-5.
125. Kempen, G.I., et al., *The short FES-I: a shortened version of the falls efficacy scale-international to assess fear of falling*. Age Ageing, 2008. **37**(1): p. 45-50.
126. Matsunaga, H., T. Sugiyama, and Y. Sawatani, *Storage medium storing load detection program, load detection apparatus, and load detection method*. US20090093315 A1. United States Patent and Trademark Office, 2009.
127. Clark, R.A., R. McGough, and K. Paterson, *Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii Balance Boards*. Gait Posture, 2011. **34**(2): p. 288-91.
128. Deans, S.M., *Determining the validity of the Nintendo Wii balance board as an assessment tool for balance*, in *Department of Kinesiology and Nutrition Sciences*. University of Nevada, Las Vegas. 2011.
129. Holmes, J.D., et al., *Validity of the Nintendo Wii balance board for the assessment of standing balance in Parkinson's disease*. Clin Rehabil, 2013. **27**(4): p. 361-366.
130. Hubbard, B., et al., *A portable, low-cost system for posturography: a platform for longitudinal balance telemetry*. J Otolaryngol Head Neck Surg, 2012. **41**(1): p. 31-35.
131. Huurnink, A., et al., *Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks*. J Biomech, 2013. **46**(7): p. 1392-5.
132. Bartlett, H.L., L.H. Ting, and J.T. Bingham, *Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board*. Gait Posture, 2014. **39**(1): p. 224-8.
133. Young, W., et al., *Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board*. Gait Posture, 2011. **33**(2): p. 303-5.
134. Reed-Jones, R.J., et al., *WiiFit Plus balance test scores for the assessment of balance and mobility in older adults*. Gait Posture, 2012. **36**(3): p. 430-3.
135. Baydal Bertomeu, J.M., et al., *Determination of postural behaviour patterns in the Spanish healthy population*. Acta Otorrinolaringol Esp, 2004. **55**: p. 260-269.
136. Instituto de Biomecánica de Valencia, *Manual del usuario del sistema NedSVE/IBV*, 2004.
137. Shumway-Cook, A. and F.B. Horak, *Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field*. Phys Ther, 1986. **66**(10): p. 1548-50.
138. Borg, F.G. and G. Laxaback, *Entropy of balance: some recent results*. J Neuroeng Rehabil, 2010. **7**: p. 38.
139. Santos, B.R., et al., *Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults*. Gait Posture, 2008. **27**(3): p. 408-15.
140. Ladislao, L. and S. Fioretti, *Nonlinear analysis of posturographic data*. Med Biol Eng Comput, 2007. **45**(7): p. 679-88.
141. Chagdes, J.R., et al., *Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis*. Exp Brain Res, 2009. **197**(3): p. 297-310.
142. Farmer, S.F., *Pulsatile central nervous control of human movement*. J Physiol, 1999. **517** (Pt 1): p. 3.

143. Vieira, T.M.M., L.F. Oliveira, and J. Nadal, *Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis*. Braz J Med Biol Res, 2009. **42**: p. 665-673.
144. Oppenheim, U., et al., *Postural characteristics of diabetic neuropathy*. Diabetes Care, 1999. **22**(2): p. 328-32.
145. Taguchi, K., *Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients*. Agressologie, 1978. **19**(B): p. 69-70.
146. Ramdani, S., et al., *On the use of sample entropy to analyze human postural sway data*. Med Eng Phys, 2009. **31**(8): p. 1023-1031.
147. Rhea, C.K., et al., *Noise and complexity in human postural control: interpreting the different estimations of entropy*. PLoS One, 2011. **6**(3): p. e17696.
148. Cavanaugh, J.T., K.M. Guskiewicz, and N. Stergiou, *A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion*. Sports Med, 2005. **35**(11): p. 935-50.
149. Cavanaugh, J.T., V.S. Mercer, and N. Stergiou, *Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report*. J Neuroeng Rehabil, 2007. **4**: p. 42.
150. Wei, Q., et al., *Multivariate multiscale entropy applied to center of pressure signals analysis: an effect of vibration stimulation of shoes*. Entropy, 2012. **14**(11): p. 2157-2172.
151. Duarte, M. and D. Sternad, *Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing*. Exp Brain Res, 2008. **191**(3): p. 265-76.
152. Keshner, E., et al., *Visual conflict and cognitive load modify postural responses to vibrotactile noise*. J Neuroeng Rehabil, 2014. **11**(1): p. 6.
153. Levin, H.S., V.M. O'Donnell, and R.G. Grossman, *The Galveston orientation and amnesia test. A practical scale to assess cognition after head injury*. J Nerv Ment Dis, 1979. **167**(11): p. 675-84.
154. Folstein, M.F., L.N. Robins, and J.E. Helzer, *The mini-mental state examination*. Arch Gen Psychiatry, 1983. **40**(7): p. 812.
155. Holden, M.K., et al., *Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness*. Phys Ther, 1984. **64**(1): p. 35-40.
156. Hauser, S.L., et al., *Intensive immunosuppression in progressive multiple sclerosis. A randomized, three-arm study of high-dose intravenous cyclophosphamide, plasma exchange, and ACTH*. N Engl J Med, 1983. **308**(4): p. 173-80.
157. Seaby, L. and G. Torrance, *Reliability of a physiotherapy functional assessment used in a rehabilitation setting*. Physiother Can, 1989. **41**: p. 264-271.
158. Trouillas, P., et al., *International cooperative ataxia rating scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. The ataxia neuropharmacology committee of the world federation of neurology*. J Neurol Sci, 1997. **145**(2): p. 205-11.
159. Collen, F.M., et al., *The Rivermead mobility index: a further development of the Rivermead motor assessment*. Int Disabil Stud, 1991. **13**(2): p. 50-4.
160. Muir, S.W., et al., *Use of the Berg balance scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study*. Phys Ther, 2008. **88**(4): p. 449-59.
161. Riddle, D.L. and P.W. Stratford, *Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the Berg balance test*. Phys Ther, 1999. **79**(10): p. 939-48.
162. Knorr, S., B. Brouwer, and S.J. Garland, *Validity of the community balance and mobility scale in community-dwelling persons after stroke*. Arch Phys Med Rehabil. **91**(6): p. 890-6.
163. van Baalen, B., et al., *Reliability and sensitivity to change of measurement instruments used in a traumatic brain injury population*. Clin Rehabil, 2006. **20**(8): p. 686-700.
164. Beninato, M. and L.G. Portney, *Applying concepts of responsiveness to patient management in neurologic physical therapy*. J Neurol Phys Ther. **35**(2): p. 75-81.
165. Berman, J.M. and J.M. Fredrickson, *Vertigo after head injury: a five year follow-up*. J Otolaryngol, 1978. **7**(3): p. 237-45.

166. Bohannon, R.W. and K.M. Leary, *Standing balance and function over the course of acute rehabilitation*. Arch Phys Med Rehabil, 1995. **76**(11): p. 994-6.
167. Bonan, I.V., et al., *Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial*. Arch Phys Med Rehabil, 2004. **85**(2): p. 274-8.
168. Geurts, A.C., et al., *A review of standing balance recovery from stroke*. Gait Posture, 2005. **22**(3): p. 267-81.
169. Geurts, A.C., et al., *Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury*. Arch Phys Med Rehabil, 1996. **77**(7): p. 639-44.
170. Newton, R.A., *Balance abilities in individuals with moderate and severe traumatic brain injury*. Brain Inj, 1995. **9**(5): p. 445-51.
171. Baydal Bertomeu, J.M., et al., *Study of the efficacy and reliability of a posturography system compared with the scale of Berg*. Rehabilitación, 2010. **44**(4): p. 304-310.
172. Ortuño-Cortés, M.A., E. Martín-Sanz, and R. Barona-de Guzmán, *Value of dynamic postural control tests on elderly people with vestibulopathy*. Acta Otorrinolaringol Esp, 2009. **60**(3): p. 149-54.
173. Basford, J., *An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury*. Arch Phys Med Rehabil, 2003. **84**(3): p. 343-349.
174. de Haart, M., et al., *Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: a rehabilitation cohort study*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. **86**(4): p. 755-62.
175. Pickett, T.C., *Objectively assessing balance deficits after TBI: Role of computerized posturography*. J Rehabil Res Dev, 2007. **44**(7): p. 983-990.
176. Oliveira, C.B., et al., *Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke*. Clinics. **66**(12): p. 2043-8.
177. Goldie, P., O. Evans, and T. Matyas, *Performance in the stability limits test during rehabilitation following stroke*. Gait Posture, 1996. **4**(4): p. 315-322.
178. Megna, J., *Balance and vestibular rehabilitation in the patient with acquired brain injury, in Acquired brain injury: an integrative neuro-rehabilitation approach*. Springer, 2007.
179. Rolandand, P. and P. Blau, *Chapter 6. Diagnosis and management of balance disturbances following traumatic brain injury, in Traumatic brain injury rehabilitation, treatment, and case management*. Taylor and Francis Group, 2010.
180. Tyson, S.F., et al., *The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: predictive validity of the Brunel balance assessment*. Neurorehabil Neural Repair, 2007. **21**(4): p. 341-6.
181. Chien, C.W., et al., *A comparison of psychometric properties of the smart balance master system and the postural assessment scale for stroke in people who have had mild stroke*. Arch Phys Med Rehabil, 2007. **88**(3): p. 374-80.
182. Liston, R.A. and B.J. Brouwer, *Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master*. Arch Phys Med Rehabil, 1996. **77**(5): p. 425-30.
183. Weber, P.C. and S.P. Cass, *Clinical assessment of postural stability*. Am J Otol, 1993. **14**(6): p. 566-9.
184. Fujimoto, C., et al., *Assessment of postural stability using foam posturography at the chronic stage after acute unilateral peripheral vestibular dysfunction*. Otol Neurotol. **33**(3): p. 432-6.
185. Burdea, G.C. and P. Coiffet, *Virtual reality technology*. John Wiley & Sons, Inc., 2003.
186. Armangué, X. and J. Salvi, *Overall view regarding fundamental matrix estimation*. Image Vision Comput, 2003. **21**(2): p. 205-220.
187. Torr, P.H.S. and D.W. Murray, *The development and comparison of robust methods for estimating the fundamental matrix*. Int J Comput Vision, 1997. **24**(3): p. 271-300.
188. Hartley, R.I., *Theory and practice of projective rectification*. Int J Comput Vision, 1999. **35**(2): p. 115-127.

189. Bouguet, J.Y. and P. Perona. *Camera calibration from points and lines in dual-space geometry*, in *5th European Conference on Computer Vision*, 1998.
190. Konolige, K., *Small vision systems: hardware and implementation*, in *Robotics Research*. Springer, 1998. p. 203-212.
191. Birchfield, S. and C. Tomasi, *Depth discontinuities by pixel-to-pixel stereo*. Int J Comput Vision, 1999. **35**(3): p. 269-293.
192. Raab, F.H., et al., *Magnetic position and orientation tracking system*. IEEE T Aero Elec Sys, 1979. **AES-15**(5): p. 709-718.
193. Ganapathi, V., et al. *Real time motion capture using a single time-of-flight camera*, in *2010 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2010.
194. García, J. and Z. Zalevsky, *Range mapping using speckle decorrelation*. US7433024 B2. United States Patent and Trademark Office, 2008.
195. Khoshelham, K. and S.O. Elberink, *Accuracy and resolution of Kinect depth data for indoor mapping applications*. Sensors, 2012. **12**(2): p. 1437-1454.
196. Smisek, J., M. Jancosek, and T. Pajdla. *3D with Kinect*, in *2011 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops*, 2011.
197. Gonzalez, T.F., *Clustering to minimize the maximum intercluster distance*. Theor Comput Sci, 1985. **38**(0): p. 293-306.
198. Lepetit, V., P. Lagger, and P. Fua. *Randomized trees for real-time keypoint recognition*, in *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2005*, 2005.
199. Comaniciu, D. and P. Meer, *Mean shift: a robust approach toward feature space analysis*. IEEE T Pattern Anal, 2002. **24**(5): p. 603-619.
200. Shotton, J., et al., *Real-time human pose recognition in parts from single depth images*, in *Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2011. p. 1297-1304.
201. Sharp, T., *Implementing decision trees and forests on a GPU*, in *10th European Conference on Computer Vision (ECCV 2008)*, 2008. p. 595-608.
202. Livingston, M.A., et al. *Performance measurements for the Microsoft Kinect skeleton*, in *IEEE Virtual Reality Short Papers and Posters, 2012*. 2012.
203. Obdrzalek, S., et al., *Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population*, in *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2012*, 2012. p. 1188-93.
204. Mobini, A., S. Behzadipour, and M. Saadat Foumani, *Accuracy of Kinect's skeleton tracking for upper body rehabilitation applications*. Disabil Rehabil Assist Technol, 2013.
205. Clark, R.A., et al., *Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control*. Gait Posture, 2012. **36**(3): p. 372-7.
206. Bonnechère, B., et al., *Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry*. Gait Posture, 2014. **39**(1): p. 593-598.
207. Clark, R.A., et al., *Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining*. Gait Posture, 2013. **38**(4): p. 1064-6.
208. Mentiplay, B.F., et al., *Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture*. J Foot Ankle Res, 2013. **6**(1): p. 14.
209. Weiss, P.L., et al., *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation, Volume II Medical Neurorehabilitation*. Cambridge University Press, 2006.
210. de Joode, E.A., et al., *Use of assistive technology in cognitive rehabilitation: exploratory studies of the opinions and expectations of healthcare professionals and potential users*. Brain Inj, 2012. **26**(10): p. 1257-1266.
211. Page, A., et al., *Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry*. Med Biol Eng Comput, 2006. **44**(12): p. 1113-1119.
212. Cappozzo, A., et al., *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. Gait Posture, 2005. **21**(2): p. 186-196.

213. Gabel, M., et al., *Full body gait analysis with Kinect*, in *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2012*, 2012. p. 1964-7.
214. Fiorillo, F., *Characterization and measurement of magnetic materials*. Elsevier, 2004.
215. Han, C., et al., *Effects of intensity of arm training on hemiplegic upper extremity motor recovery in stroke patients: a randomized controlled trial*. *Clin Rehabil*, 2013. **27**(1): p. 75-81.
216. Kwakkel, G., *Impact of intensity of practice after stroke: issues for consideration*. *Disabil Rehabil*, 2006. **28**(13-14): p. 823-30.
217. Chemerinski, E. and S.R. Levine, *Neuropsychiatric disorders following vascular brain injury*. *Mt Sinai J Med*, 2006. **73**(7): p. 1006-14.
218. Flaster, M., A. Sharma, and M. Rao, *Poststroke depression: a review emphasizing the role of prophylactic treatment and synergy with treatment for motor recovery*. *Top Stroke Rehabil*, 2013. **20**(2): p. 139-50.
219. Gieselmann, H., *Tanz der Skelette. Bewegungserkennung mit Kinect*, in *C't Magazin 2011*, 2011.
220. Winstein, C.J., A.S. Merians, and K.J. Sullivan, *Motor learning after unilateral brain damage*. *Neuropsychologia*, 1999. **37**(8): p. 975-87.
221. Jorgensen, H.S., et al., *Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: time course of recovery. The Copenhagen stroke study*. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995. **76**(5): p. 406-12.
222. Kizony, R., et al. *A short feedback questionnaire (SFQ) to enhance client-centered participation in virtual environments*, in *Proceedings of 11th Annual CyberTherapy Conference*, 2006.
223. Brooks, D., A.M. Davis, and G. Naglie, *Validity of three physical performance measures in inpatient geriatric rehabilitation*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2006. **87**(1): p. 105-10.
224. Weiner, D.K., et al., *Does functional reach improve with rehabilitation?* *Arch Phys Med Rehabil*, 1993. **74**(8): p. 796-800.
225. Ferrarello, F., et al., *Efficacy of physiotherapy interventions late after stroke: a meta-analysis*. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2011. **82**(2): p. 136-43.
226. Brooke, J., *SUS: A quick and dirty usability scale*, in *Usability evaluation in industry*, 1996.
227. McAuley, E., T. Duncan, and V.V. Tammen, *Psychometric properties of the Intrinsic Motivation Inventory in a competitive sport setting: a confirmatory factor analysis*. *Res Q Exerc Sport*, 1989. **60**(1): p. 48-58.
228. Stevenson, T.J., *Detecting change in patients with stroke using the Berg balance scale*. *Aust J Physiother*, 2001. **47**(1): p. 29-38.
229. Liston, R.A.L. and B.J. Brouwer, *Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the balance master*. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996. **77**(5): p. 425-430.
230. Juras, G., et al., *Evaluation of the limits of stability (LOS) balance test*, in *Journal of Human Kinetics*, 2008. p. 39.
231. Ryerson, S. and K. Levit, *Functional movement reeducation: a contemporary model for stroke rehabilitation*. Churchill Livingstone, 1997.
232. Donoghue, D.S., E.K., *How much change is true change? The minimum detectable change of the Berg Balance Scale in elderly people*. *J Rehabil Med*, 2009. **41**(5): p. 343-346.
233. Faber, M.J., R.J. Bosscher, and P.C. van Wieringen, *Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment*. *Phys Ther*, 2006. **86**(7): p. 944-54.
234. Basford, J.R., et al., *An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003. **84**(3): p. 343-9.
235. Pickett, T.C., et al., *Objectively assessing balance deficits after TBI: role of computerized posturography*. *J Rehabil Res Dev*, 2007. **44**(7): p. 983-90.
236. Rossi-Izquierdo, M., et al., *Vestibular rehabilitation with computerised dynamic posturography in patients with Parkinson's disease: improving balance impairment*. *Disabil Rehabil*, 2009. **31**(23): p. 1907-16.
237. Romero, M., et al., *Clinical usefulness of the Spanish version of the Mississippi aphasia screening test (MASTsp): validation in stroke patients*. *Neurología*, 2012. **27**(4): p. 216-24.

238. Perera, S., et al., *Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults*. J Am Geriatr Soc, 2006. **54**(5): p. 743-9.
239. Tilson, J.K., et al., *Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference*. Phys Ther, 2010. **90**(2): p. 196-208.
240. Flansbjerg, U.B., et al., *Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke*. J Rehabil Med, 2005. **37**(2): p. 75-82.
241. Kim, J.H., et al., *Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study*. Am J Phys Med Rehabil, 2009. **88**(9): p. 693-701.
242. Yavuzer, G., et al., *The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial*. Clin Rehabil, 2006. **20**(11): p. 960-9.
243. Mercer, V.S., et al., *Measurement of paretic-lower-extremity loading and weight transfer after stroke*. Phys Ther, 2009. **89**(7): p. 653-64.
244. Ng, S., *Balance ability, not muscle strength and exercise endurance, determines the performance of hemiparetic subjects on the timed-sit-to-stand test*. Am J Phys Med Rehabil, 2010. **89**(6): p. 497-504.
245. Lemay, J.F. and S. Nadeau, *Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg balance scale*. Spinal Cord, 2010. **48**(3): p. 245-50.
246. Hailey, D., et al., *The status of telerehabilitation in neurological applications*. J Telemed Telecare, 2013. **19**(6): p. 307-10.
247. Linder, S.M., et al., *Incorporating robotic-assisted telerehabilitation in a home program to improve arm function following stroke*. J Neurol Phys Ther, 2013. **37**(3): p. 125-32.
248. Holden, M.K., T.A. Dyar, and L. Dayan-Cimadoro, *Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007. **15**(1): p. 36-42.
249. Deutsch, J.E., J.A. Lewis, and G. Burdea, *Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007. **15**(1): p. 30-5.
250. Kim, J.H., et al., *Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study*. Am J Phys Med Rehabil, 2009. **88**(9): p. 693-701.
251. Lubetzky-Vilnai, A. and D. Kartin, *The effect of balance training on balance performance in individuals poststroke: a systematic review*. J Neurol Phys Ther, 2010. **34**(3): p. 127-37.
252. Kandel, E.R., J.H. Schwartz, and T.M. Jessell, *Principles of Neural Science*. Elsevier, 1991.
253. Rieser, J.J., et al., *Calibration of human locomotion and models of perceptual-motor organization*. J Exp Psychol Hum Percept Perform, 1995. **21**(3): p. 480-97.
254. Karni, A. and D. Sagi, *Where practice makes perfect in texture discrimination: evidence for primary visual cortex plasticity*. Proc Natl Acad Sci U S A, 1991. **88**(11): p. 4966-70.
255. Ball, K., et al., *Effects of cognitive training interventions with older adults: a randomized controlled trial*. J Am Med Assoc, 2002. **288**(18): p. 2271-81.
256. Kwakkel, G., et al., *Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial*. J Lancet, 1999. **354**(9174): p. 191-6.
257. Greenwood, R., *The clinical science of neurological rehabilitation*. Brain, 2004. **127**(6): p. 1454-1460.
258. You, S.H., et al., *Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study*. Stroke, 2005. **36**(6): p. 1166-71.
259. Karim, H., et al., *Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) of brain function during active balancing using a video game system*. Gait Posture, 2012. **35**(3): p. 367-72.
260. Karim, H., et al., *Functional brain imaging of multi-sensory vestibular processing during computerized dynamic posturography using near-infrared spectroscopy*. Neuroimage, 2013. **74**: p. 318-25.
261. Huppert, T., et al., *Measurement of brain activation during an upright stepping reaction task using functional near-infrared spectroscopy*. Hum Brain Mapp, 2013. **34**(11): p. 2817-28.

262. Soderberg, G.L., *Kinesiology: application to pathological motion*. Williams & Wilkins, 1997.
263. Mariani, B., et al., *3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors*. J Biomech, 2010. **43**(15): p. 2999-3006.
264. Roland, P.E., et al., *Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man*. J Neurophysiol, 1980. **43**(1): p. 118-136.
265. Mushiake, H., M. Inase, and J. Tanji, *Neuronal activity in the primate premotor, supplementary, and precentral motor cortex during visually guided and internally determined sequential movements*. J Neurophysiol, 1991. **66**(3): p. 705-18.
266. Turner, R.S. and M. Desmurget, *Basal ganglia contributions to motor control: a vigorous tutor*. Curr Opin Neurobiol, 2010. **20**(6): p. 704-16.
267. Monsell, E.M., et al., *Computerized dynamic platform posturography*. Otolaryngol Head Neck Surg, 1997. **117**(4): p. 394-8.
268. *Assessment: posturography. Report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American academy of neurology*. Neurology, 1993. **43**(6): p. 1261-4.
269. Black, F.O., *Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology*. Curr Opin Otolaryngo, 2001. **9**(5): p. 314-318.
270. Monsell, E.M., et al., *Computerized dynamic platform posturography*. Otolaryng Head Neck, 1997. **117**(4): p. 394-398.
271. NeuroCom®. *Referencia web del sistema EquiTest®*. Consultada en 2/2/2014. Disponible en: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/EquiTest.aspx>.
272. Instituto de Biomecánica de Valencia. *Referencia web del sistema NedSVE®/IBV*. Consultada en 2/2/2014. Disponible en: http://www.ibv.org/index.php/es/productos/aplicaciones-biomecnicas/show_product/99/7.
273. Witmer, B.G. and M.J. Singer, *Measuring presence in virtual environments: a presence questionnaire*. Presence-Teleop Virt, 1998. **7**(3): p. 225-240.

Méritos

Principales aportaciones

A continuación se resumen las principales aportaciones de este trabajo al estado del arte del campo de la RV aplicada. En resumen, el presente trabajo

- Investiga, por primera vez, la aplicación de herramientas de RV al entrenamiento específico de las estrategias de equilibrio, tanto a las estrategias de tobillo y cadera, como de paso.
- Presenta distintos ejercicios mediante RV adaptados a las necesidades clínicas de individuos con DCA para el entrenamiento de dichas estrategias.
- Evalúa la efectividad y usabilidad de dichos ejercicios mediante RV en estudios clínicos longitudinales y controlados, incluyendo la muestra de participantes más grande reportada hasta la fecha.
- Examina estos parámetros en protocolos de telerrehabilitación controlados y evalúa los costes asociados, hasta ahora desconocidos.
- Determina el efecto de la cronicidad de la lesión cerebral en la efectividad de las intervenciones mediante RV, raramente analizado.
- Compara el funcionamiento de tres sistemas de *tracking* y las percepciones subjetivas experimentadas por distintas poblaciones al interactuar con ellas, así como su influencia en la efectividad clínica de los tratamientos.
- Evalúa la validez clínica de la herramienta posturográfica NedSVE/IBV, hasta ahora desconocida, para su uso en población con DCA.

Publicaciones científicas

Artículos en revista

- Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C. Effectiveness of a Wii® Balance Board system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2011. 8:30.
- Noé E., Colomer C., Lloréns R., Navarro M.D., Alcañiz M., Torromé S., Moliner B., Ferri J. Cómo combinar los sistemas de realidad virtual y las videoconsolas comerciales para la rehabilitación de pacientes con daño cerebral sobrevenido: ejemplos de contenidos e interfaces. *Revista de Neurología*, 2011. 53 (4): 245-254.
- Lloréns R., Colomer C., Galán P., Alcañiz M. Effectiveness of a new virtual reality system (Biotrak®) to regain balance in chronic patients with acquired brain injury: a randomized controlled study. *Brain Injury*, 2012. 26 (4-5): 522-523.
- Lloréns R., Colomer C., Alcañiz M., Noé E. Biotrak®: análisis de efectividad y satisfacción de un sistema de realidad virtual para la rehabilitación del equilibrio en pacientes con daño cerebral. *Neurología*, 2012. 28 (5): 268-275.
- Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C., Navarro M.D. Balance recovery through virtual stepping exercises using Kinect™ skeleton tracking: a follow-up study. *Studies in Health Technology and Informatics*, 2012. 181: 108-112.
- Lloréns R., Colomer C., Noé E., Alcañiz M. ¿La revolución Kinect™? Efectividad terapéutica y usabilidad. *Neurología*, 2012. 27: 314-314.
- Noé E., Lloréns R., Verdecho I., Colomer C., Moliner B., Alcañiz M., Martínez-Crespo G., Fernández E., Baldoví A., Ferri J. Cómo puede la Wii® Balance Board ayudar en la valoración y tratamiento de los problemas de equilibrio de pacientes con daño cerebral. *Revista de Neurología*, 2013. 57 (4): 178-190.
- Lloréns R., Noé E., Colomer C., Alcañiz M. Balance rehabilitation through virtual reality: a randomized controlled trial with acquired brain injury patients. *Journal of Neurology*, 2013. 260 (Suppl 1): 96.
- Lloréns R., Noé E., Albiol S., Gil-Gómez J.A. Wii® Balance Board custom-made exercises to regain balance after acquired brain injury: clinical evidence. *Journal of Neurology*, 2013. 260 (Suppl 1): 95.
- Albiol S., Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C. The role of virtual motor rehabilitation. A quantitative analysis between acute and chronic patients with acquired brain injury. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2013. 18(1), 391-398.

- Lloréns R., Noé E., Naranjo V., Moliner B. Stroke rehabilitation through the Kinect™: Reality beyond the revolution. A comparison among different tracking systems and populations. *Brain Injury*, 2014. 28(4-5): 167-168.
- Lloréns R., Noé E., Ferri J., Alcañiz M. Virtual reality-based telerehabilitation programme for balance recovery. A pilot study in hemiparetic individuals with acquired brain injury. *Brain Injury*, 2014. 28(4-5): 169.
- Navalón N., Verdecho I., Lloréns R., Colomer C., Sánchez-Leiva C., Martínez-Crespo G., Moliner B., Ferri J., Noé E. Progression of posturographic findings after acquired brain injury. *Brain Injury*, 2014. 28(11):1417-1424.
- Lloréns R., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Improvement of balance using a virtual reality based stepping exercise: a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation*, 2014. Early online.
- Lloréns R., Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Balance rehabilitation using custom-made Wii® Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in acquired brain injury population. *International Journal on Disability and Human Development*, 2014. In Press.
- Lloréns R., Borrego A., Parra E., Naranjo V., Noé E., Alcañiz M. Subjective perceptions when using motion tracking systems. A comparison among healthy subjects, individuals post-stroke, and therapists. *International Journal on Disability and Human Development*, 2014. In Press.
- Lloréns R., Noé E., Colomer C., Alcañiz M. (2014). Effectiveness, usability, and cost-benefit of a virtual reality-based telerehabilitation program for balance recovery after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2014. In press.

Artículos en congreso internacional

- Lloréns R., Gil-Gomez J.A., Mesa-Gresa P., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Biotrak©: a comprehensive overview. *International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 2011, pp.1-6.
- Lloréns R., Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Balance rehabilitation using custom-made Wii® Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in acquired brain injury population. *Proceedings of the 9th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*, P M Sharkey, E Klinger (Eds), 2012, pp. 10-12.
- Albiol S., Lozano-Quilis J.A., Gil-Gómez H., Gil-Gómez J.A., Lloréns R. Virtual rehabilitation system for people with Parkinson's disease. *Proc. 9th Intl Conf. on Disability, Virtual Reality and Assoc. Technologies*, P M Sharkey, E Klinger (Eds), 2012, pp. 423-426.

- Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Lloréns R., Colomer C. Use of the Wii® Balance Board system in vestibular rehabilitation. *Actas del XIII Congreso Internacional de Interacción Persona Ordenador (Interacción 2012)*, 2012, pp. 147-150.
- Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Moussa H. Evaluation of the sense of presence and immersion in virtual rehabilitation: influence of user movement feedback. *Actas del XIII Congreso Internacional de Interacción Persona Ordenador (Interacción 2012)*, 2012, pp. 167-170.
- Lloréns R., Colomer C., Alcañiz M., Noé E. Effectiveness of a Kinect™-based system to relearn step strategies following a stroke. *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation 2013 (ICRAN2013)*, 2013, pp. 99-98.
- Albiol S., Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C. The assessment of medial-lateral movements after brain injury. *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation 2013 (ICRAN2013)*, 2013, pp. 53-56.
- Albiol S., Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C. The role of response time in acute and chronic acquired brain injury patients. *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation 2013 (ICRAN2013)*, 2013, pp. 57-59.
- Lloréns R., Borrego A., Parra E., Naranjo V., Noé E., Alcañiz M. Subjective perceptions when using motion tracking systems. A comparison among healthy subjects, individuals post-stroke, and therapists. *Proceedings of the 10th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies, P M Sharkey, L Pareto, J Broeren, M Rydmark (Eds)*, 2014, pp. 173-180.

Artículos en congreso nacional

- Colomer C., Galán P., Fernández E., Navarro M.D., Lloréns R., Alcañiz M. eBaViR: entorno virtual adaptado a la Wii® Balance Board para pacientes con daño cerebral adquirido. *49 Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF 2011)*, 2011, pp. 23.
- Lloréns R., Mesa-Gresa P., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Validación del módulo de rehabilitación del equilibrio mediante alcances de Biotrak© en pacientes con daño cerebral adquirido. *XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2011)*, 2011, pp. 141-144.
- Colomer C., Carcases A., Fernández E., Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M. eBaViR: entorno virtual adaptado a la Wii® Balance Board para pacientes con

daño cerebral adquirido. *XX Congreso de la Sociedad Valenciana de Medicina Física y Rehabilitación*, 2011.

- Martínez-Crespo G., Colomer C., Navarro M.D., Ferri J., Lloréns R., Parra E. ¿Cómo de usables son los sistemas de tracking de los sistemas de rehabilitación virtual motora? Estudio en usuarios y terapeutas. *50 Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF 2012)*, 2012, pp. 202.
- Lloréns R., Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Rehabilitación del equilibrio mediante ejercicios de rehabilitación diseñados para la Wii® Balance Board: efectividad clínica y persistencia de la mejoría en pacientes con daño cerebral adquirido. *XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012)*, 2012.
- Lloréns R., Naranjo V., Alcañiz M., Noé E., Alcaide C., Entropía del centro de presión como medida del equilibrio. *XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012)*, 2012.
- Martínez-Crespo G., Lloréns R., Colomer C., Galán P., Alcañiz M., Noé E. Efectividad de un sistema de realidad virtual (Biotrak©) para la rehabilitación del equilibrio en pacientes con daño cerebral: estudio aleatorizado y controlado. *64 Congreso de la Sociedad Andaluza de Medicina Física y Rehabilitación*, 2013.
- Colomer C., Martínez-Crespo G., Moliner B., Noé E., Lloréns R., Ferri J. Eficacia del sistema de telerrehabilitación Biotrak©-Home en la rehabilitación del equilibrio en pacientes con hemiparesia. *51 Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF 2013)*, 2013, pp. 22.

Capítulos de libros

- Lloréns R., Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Colomer C., Noé E. Chapter 4. Balance rehabilitation using custom-made Wii Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in acquired brain injury population. *Virtual Reality: Rehabilitation in Motor, Cognitive and Sensorial Disorders*, Nova Science, 2014.

Premios de investigación

Parte de los estudios presentados en este trabajo han sido premiados con distintos reconocimientos:

- Segundo accésit de la IV edición de los Premios del Instituto de Biomecánica de Valencia de Valoración Funcional (2010).
- Premio a la mejor Comunicación Oral del 64 Congreso de la Sociedad Andaluza de Medicina Física y Rehabilitación (2013).
- Premio al trabajo de estudiante más innovador del *International Conference on Virtual Rehabilitation 2013* (2013).
- Premio a la mejor contribución de estudiante del *10th International Conference Series on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies* (2014).

Transferencia tecnológica

Los sistemas de entrenamiento experimental mediante tecnología de realidad virtual presentados en este trabajo han dado lugar a transferencias tecnológicas que han constituido una solución de rehabilitación virtual comercializada bajo el nombre de Biotrak©.

En concreto, los ejercicios de entrenamiento de las estrategias maleolar y coxal (sección 3.1.1), así como el ejercicio de entrenamiento de la estrategia podal (sección 3.2.1) constituyen el módulo de rehabilitación del equilibrio de dicha solución. Además, la solución comercial permite distintos sistemas de *tracking*, también descritos y analizados en este trabajo (sección 2.1.1 y 2.2.1).

Actualmente, la solución es distribuida por Bienetec S.L. en España, Portugal, Méjico y Colombia, y por Neuromed Argentina S.A. en Argentina

