



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

*Doctorado en tecnologías para la salud y el bienestar*

# Valoración del equilibrio y la marcha mediante sistemas de bajo coste en sujetos con ictus

*Tesis doctoral*

*Autor:*

*Jorge Latorre Grau*

*Directores:*

*Roberto Llorens Rodríguez*

*Mariano Alcañiz Raya*

*30 de noviembre de 2021*



A Roberto Llorens,  
por su dedicación, paciencia y enseñanza,  
me ha hecho crecer como  
profesional y como persona.



# Agradecimientos

La elaboración de esta tesis ha sido supervisada y dirigida por el Dr. Roberto Llorens, que ha sido director, coordinador y amigo desde el primer momento. El presente proyecto se enmarca dentro de varios proyectos nacidos de la colaboración entre el grupo de investigación *Neurorehabilitation and Brain Research Group* del Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería de la Universitat Politècnica de València y el Servicio de Neurorrehabilitación de los Hospitales Vithas, y ha sido posible gracias a las personas que se listan a continuación.

A Quique, especialmente, por enseñarme a valorar un campo tan apasionante como la neurología. Tu profesionalidad y dedicación son abrumadores.

A todos mis compañeros del *Neurorehabilitation and Brain Research Group*, grandes profesionales y un gran equipo. A Adrián, especialmente, pues comenzamos juntos un camino, el cual nos hemos ayudado mutuamente a recorrer.

A todos los trabajadores del Servicio de Neurorrehabilitación por su ayuda durante los estudios, vuestra labor dentro del servicio es encomiable. La dedicación a vuestros pacientes es admirable e inspiradora.

A todo el equipo técnico del Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería, cuya ayuda y transmisión de conocimiento han sido indispensables en el desarrollo de los programas utilizados durante este trabajo.

A Valery, por su predisposición, sus consejos y esa fuerza contagiosa que le caracteriza.

A Vero, pilar fundamental en todos los aspectos de mi vida. Has vivido la realización de esta tesis casi tanto como yo. Gracias por tu paciencia y ayuda.

A mis padres, por haberme marcado el camino a seguir y haber confiado ciegamente siempre en mí.

Gracias a los pacientes y participantes sanos que formaron parte en los estudios, y a todas aquellas personas que de algún modo han contribuido a que esta tesis se haya podido llevar a cabo.



## Resumen

Los desórdenes del equilibrio y la marcha se encuentran entre los déficits motores más frecuentes entre aquellos individuos que han sufrido un ictus. En la clínica, estas habilidades son comúnmente evaluadas mediante herramientas clínicas que, pese a ser generalmente fáciles y rápidas de administrar, adolecen de poca precisión y estar sesgadas. Los sistemas instrumentados de laboratorio existentes para valorar la postura y la marcha resuelven potencialmente estas limitaciones a costa de requerir una preparación previa por parte de los evaluadores, un amplio espacio reservado en la clínica, un elevado tiempo de realización, y tener un coste muy elevado. El desarrollo tecnológico del sector del entretenimiento ha dado lugar en la última década a periféricos, como plataformas de presión y sensores de profundidad, que permiten la interacción mediante movimientos corporales manteniendo un bajo coste y una gran portabilidad y accesibilidad. Estudios iniciales han mostrado un rendimiento de estos dispositivos muy prometedor, y a veces comparable al de sistemas de laboratorio. Sin embargo, la falta de acceso a los sistemas desarrollados, la escasa investigación en personas con ictus y el desconocimiento de las propiedades psicométricas de las pruebas basadas en estos dispositivos en esta población comprometen la relevancia clínica que podrían tener estos sistemas. La hipótesis principal de este trabajo es que plataformas de fuerzas y sensores de profundidad de bajo coste, como la Nintendo Wii Balance Board y la Microsoft Kinect v2, respectivamente, pueden proporcionar información válida para cuantificar y evaluar la postura y la marcha de sujetos que han sufrido un ictus. Durante la presente tesis doctoral, por tanto, se ha llevado a cabo el desarrollo de herramientas de valoración de la postura y la marcha mediante los dispositivos nombrados, se ha posibilitado su acceso libre, se han determinado los valores normativos de las pruebas incluidas en las herramientas desarrolladas, y, finalmente, se ha investigado su sensibilidad, su validez convergente con herramientas clínicas estandarizadas y su fiabilidad inter e intraevaluador. Los resultados obtenidos de la participación de un total de 544 sujetos sanos y 173 sujetos con ictus en los cinco estudios que comprenden este trabajo evidencian que las herramientas desarrolladas permiten caracterizar satisfactoriamente la postura y la marcha de sujetos con ictus con respecto a la de sujetos sanos, poseen una validez convergente con instrumentos variables y coherente, y tienen una fiabilidad inter e intraevaluador excelente para casi todas las pruebas incluidas. Estos hallazgos sugieren que, pese a las limitaciones existentes, las herramientas desarrolladas podrían ser potencialmente usadas como una alternativa de bajo coste a los sistemas de laboratorio existentes para complementar la valoración de la postura y la marcha de sujetos con ictus.





## **Abstract**

Balance and gait disorders are common after stroke. In the clinical setting, these skills are usually assessed using clinical instruments that, despite being generally quick and easy to administer, may have limited accuracy and be biased. Instrumented laboratory-grade systems aimed at assessing posture and gait can potentially overcome these limitations. However, they require specific training to be operated and a long time to perform the assessments, and are usually bulky and expensive. In the last decade, the technological advances in the gaming industry have given rise to low-cost, portable and off-the-shelf devices, such as pressure platforms and depth sensors, which enable interaction with videogames through body movements. Previous research on the performance of these devices has shown promising results, and suggests that some measures could have comparable accuracy to those estimated by laboratory-grade systems. However, the lack of access to the software used in the experiments, the limited research in stroke patients, and the absence of knowledge about the psychometric properties of the assessment tests based on these devices, could limit the clinical relevance of the preliminary findings. The main hypothesis of this thesis is that low-cost force platforms and depth sensors, such as the Nintendo Wii Balance Board and the Microsoft Kinect v2, can provide sensitive, valid and reliable information to quantify and assess the postural control and gait of individuals with stroke, respectively. This work describes the development of two customized applications to assess posture and gait using the devices mentioned above, their publication on a dedicated website, the exploration of the normative values of tests included in the assessment, and, finally, the investigation of the sensitivity, convergent validity with standardized clinical instruments, and their inter- and intra-rater reliability. A total of 544 healthy subjects and 173 individuals with stroke have participated in the five studies that encompass this thesis. The results of these studies showed good sensitivity to motor impairment, variable and consistent convergent validity with clinical instruments, and excellent inter- and intra-rater reliability for almost all the tests examined. All these findings suggest that, despite their limitations, the developed applications interfaced with low-cost force platforms and depth sensors, could be potentially used as a low-cost alternative to instrumented laboratory-grade systems to complement the clinical assessment of the posture and gait of individuals with stroke.



## Resum

Els desordres de l'equilibri i la marxa es troben entre els dèficits motors més freqüents entre aquells individus que han patit un ictus. A la clínica, aquestes habilitats són comunament avaluades mitjançant instruments clínics que, tot i ser generalment fàcils i ràpids d'administrar, poden tindre poca precisió i solen estar esbiaixades. Els sistemes instrumentats de laboratori existents per avaluar la postura i la marxa permeten resoldre aquestes limitacions, però requereixen una preparació prèvia per part dels avaluadors, un ampli espai reservat a la clínica, un elevat temps per realitzar cada prova i tenen un cost molt elevat. El desenvolupament tecnològic del sector de l'entreteniment ha donat lloc a plataformes de pressió i sensors de profunditat de baix cost, gran portabilitat i accessibilitat, que permeten la interacció amb entorns virtuals mitjançant moviments corporals. Estudis preliminars han mostrat un rendiment d'aquests dispositius molt prometedor i, de vegades, comparable al de sistemes de laboratori. No obstant això, la falta d'accés a les aplicacions desenvolupades, l'escassa investigació en persones amb ictus i el desconeixement de les propietats psicomètriques de les proves basades en aquests dispositius en aquesta població comprometen la rellevància clínica dels resultats obtinguts. La hipòtesi principal d'aquest treball és que plataformes de forces i sensors de profunditat de baix cost, com la Nintendo Wii Balance Board i la Microsoft Kinect v2, respectivament, poden proporcionar informació vàlida per quantificar i avaluar la postura i la marxa de subjectes amb ictus. Durant la present tesi doctoral, per tant, s'han desenvolupat eines de valoració de la postura i la marxa mitjançant els dispositius anomenats, s'ha possibilitat el seu accés lliure, s'han determinat els valors normatius de les proves incloses en les eines desenvolupades, i, finalment, s'ha investigat la seva sensibilitat, la seva validesa convergent amb instruments clínics estandarditzats i la seua fiabilitat inter i intraavaluador. Els resultats obtinguts de la participació d'un total de 544 subjectes sans i 173 subjectes amb ictus en els cinc estudis que comprenen aquest treball evidencien que les eines desenvolupades permeten caracteritzar satisfactòriament la postura i la marxa de subjectes amb ictus respecte a la de subjectes sans, tenen una validesa convergent amb instruments variable i coherent, i tenen una fiabilitat inter i intraavaluador excel·lent en gairebé totes les proves incloses. Aquestes troballes suggereixen que, tot i les limitacions existents, les aplicacions desenvolupades podrien ser potencialment usades com una alternativa de baix cost als sistemes de laboratori existents per complementar la valoració de la postura i la marxa de subjectes amb ictus.

# Índice de contenido

Agradecimientos .....	5
Índice de contenido.....	12
Índice de tablas .....	15
Índice de figuras.....	18
Capítulo 1    Introducción .....	21
1.1. Control motor .....	22
1.1.1. Definición .....	22
1.1.2. Sistema visual.....	23
1.1.3. Sistema propioceptivo.....	24
1.1.4. Sistema vestibular.....	25
1.2. Equilibrio y marcha .....	27
1.2.1. Equilibrio.....	27
1.2.2. Marcha .....	29
1.2.3. Relevancia clínica .....	33
1.3. Daño cerebral e ictus.....	34
1.3.1. Daño cerebral .....	34
1.3.2. Ictus.....	35
1.3.3. Incidencia y prevalencia .....	36
1.3.4. Consecuencias en el equilibrio y la marcha.....	37
1.4. Evaluación del equilibrio y la marcha .....	43
1.4.1. Evaluación del equilibrio .....	43
1.4.2. Evaluación de la marcha .....	54
1.5. Limitaciones.....	65
1.6. Hipótesis y objetivos principales de la tesis.....	67
1.6.1. Hipótesis.....	67
1.6.2. Objetivos .....	67
Capítulo 2    Materiales.....	69
2.1. Instrumentación .....	70
2.1.1. Wii Balance Board .....	70

2.1.2. Kinect v2.....	72
2.1.3. Sistema NedSVE/IBV.....	74
2.2. Aplicaciones informáticas.....	78
2.2.1. Programación web.....	78
2.2.2. Entornos virtuales.....	79
2.2.3. Análisis de los datos.....	79
Capítulo 3 Aplicaciones desarrolladas.....	80
3.1. Herramienta de valoración de la postura.....	81
3.1.1. Base de datos.....	82
3.1.2. Funcionamiento.....	84
3.2. Herramienta de valoración de la marcha.....	93
3.2.1. Base de datos.....	93
3.2.2. Funcionamiento.....	95
Capítulo 4 Estudios.....	105
4.1. Estudio 1. Determinación de los datos normativos de la valoración de la postura.....	106
4.1.1. Objetivo.....	106
4.1.2. Materiales y métodos.....	106
4.1.3. Resultados.....	107
4.1.4. Discusión.....	117
4.2. Estudio 2. Validez, fiabilidad y sensibilidad de la herramienta de valoración de la postura en sujetos con ictus.....	120
4.2.1. Objetivo.....	120
4.2.2. Materiales y métodos.....	120
4.2.3. Resultados.....	122
4.2.4. Discusión.....	130
4.3. Estudio 3. Detección del algoritmo óptimo para la detección de la marcha humana mediante cámaras de tracking óptico de bajo coste.....	133
4.3.1. Objetivo.....	133
4.3.2. Materiales y métodos.....	133
4.3.3. Resultados.....	138
4.3.4. Discusión.....	141

4.4. Estudio 4. Determinación de los valores normativos de la valoración de la marcha.....	143
4.4.1. Objetivo.....	143
4.4.2. Materiales y métodos.....	143
4.4.3. Resultados.....	146
4.4.4. Discusión.....	155
4.5. Estudio 5. Sensibilidad, validez y fiabilidad de la herramienta de valoración de la marcha en sujetos con ictus.....	158
4.5.1. Objetivo.....	158
4.5.2. Materiales y métodos.....	158
4.5.3. Resultados.....	160
4.5.4. Discusión.....	169
Capítulo 5    Conclusiones.....	171
Anexos    174	
Anexo I. Instrumentos clínicos utilizados.....	175
Anexo II. Guía de conexión con la Wii Balance Board.....	192
Anexo III. Cálculo de percentiles.....	194
Bibliografía.....	196
Capítulo 6    Diseminación.....	217
Publicaciones científicas.....	218
Premios.....	219

## **Índice de tablas**

Tabla 1. Etiología del daño cerebral adquirido .....	34
Tabla 2. Incidencia, prevalencia y coste aproximado del daño cerebral adquirido .....	37
Tabla 3. Resumen de las pruebas de la Berg Balance Scale .....	44
Tabla 4. Fiabilidad inter e intra-evaluador de la Wii Balance Board .....	53
Tabla 5. Características de Kinect v2.....	74
Tabla 6. Pruebas usadas con la plataforma del IBV.....	77
Tabla 7. Parámetros espacio-temporales y cinemáticos evaluados por la aplicación de análisis de la marcha. ....	99
Tabla 8. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración postural por rango de edad y sexo.....	108
Tabla 9. Datos normativos del test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance .....	109
Tabla 10. Datos normativos de excursión máxima en la prueba de límites de estabilidad .....	111
Tabla 11. Datos normativos de tiempo de reacción, control direccional y velocidad media en el test límites de estabilidad.....	113
Tabla 12. Datos normativos del control direccional durante la prueba de análisis de control rítmico-direccional.....	115
Tabla 13. Criterios de participación en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la postura .....	120
Tabla 14. Características de los participantes en el estudio de validez de la herramienta de valoración postural.....	122
Tabla 15. Datos de los participantes sanos sobre la velocidad del CDP durante el test de Romberg, la excursión máxima y el control direccional durante la prueba de límites de estabilidad y el control direccional antero-posterior en el análisis de control rítmico-direccional.....	124
Tabla 16. Datos de los participantes con ictus sobre la velocidad del CDP durante el test de Romberg, la excursión máxima y el control direccional durante la prueba de límites de estabilidad y el control direccional antero-posterior durante la prueba de análisis de control rítmico-direccional.....	126
Tabla 17. Validez convergente de la herramienta de valoración postural desarrollada e instrumentos clínicos. ....	128

Tabla 18. Fiabilidad inter e intraevaluador, error estándar de medida y cambio mínimo detectable de la herramienta de valoración postural desarrollada.....	129
Tabla 19. Descripción de los métodos usados para estimar las medidas espaciotemporales.....	137
Tabla 20. Precisión de los métodos de estimación de eventos de la marcha en la determinación de los parámetros espaciotemporales de la marcha de sujetos sanos.....	138
Tabla 21. Precisión de los métodos de estimación de eventos de la marcha en la determinación de los parámetros espaciotemporales de la marcha de sujetos con ictus.....	139
Tabla 22. Valores medios de cada parámetro espaciotemporal de la marcha obtenido con cada método de estimación de eventos de la marcha en sujetos sanos.....	140
Tabla 23. Valores medios de cada parámetro espaciotemporal de la marcha obtenido con cada método de estimación de eventos de la marcha en sujetos con ictus.....	141
Tabla 24. Parámetros espacio-temporales y cinemáticos evaluados por la aplicación de análisis de la marcha.....	146
Tabla 25. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración de la marcha por rango de edad y sexo.....	146
Tabla 26. Valores normativos de los parámetros espaciotemporales de la prueba de marcha.....	148
Tabla 27. Patrones cinemáticos del tronco calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.....	150
Tabla 28. Patrones cinemáticos de la pelvis calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.....	151
Tabla 29. Patrones cinemáticos de la cadera calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.....	152
Tabla 30. Patrones cinemáticos de la rodilla calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.....	153



Tabla 31. Patrones cinemáticos de las alturas de cadera, rodilla y tobillo calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.....	154
Tabla 32. Criterios de participación en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la marcha.....	158
Tabla 33. Características de los participantes en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la marcha.....	160
Tabla 34. Valores medios de los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de los participantes que han sufrido un ictus. ....	165
Tabla 35 Validez convergente de la herramienta de valoración de la marcha desarrollada e instrumentos clínicos .....	167
Tabla 36. Fiabilidad inter e intraevaluador, error estándar de medida y cambio mínimo detectable de la herramienta de valoración de la marcha desarrollada.....	169
Tabla 37. Percentiles .....	194

## Índice de figuras

Figura 1. Sección vestibular .....	25
Figura 2. Ejemplo ilustrativo del centro de masa y su proyección al suelo conocido como centro de presión. ....	28
Figura 3. Estrategias de equilibrio.....	29
Figura 4. Fases de un ciclo de la marcha.....	31
Figura 5. Diferencia entre paso y zancada .....	32
Figura 6. Porcentaje de las causas de un daño cerebral adquirido .....	36
Figura 7. Patrón de marcha típico de un paciente hemiparético.....	38
Figura 8. Test de organización sensorial.....	46
Figura 9. Movimiento adelante/atrás .....	46
Figura 10. Rotación de los pies arriba/abajo .....	47
Figura 11. Ocho direcciones del espacio exploradas en la prueba de límites de estabilidad. ....	48
Figura 12. Wii Balance Board .....	50
Figura 13. Sistema de captura de movimiento basado en cámaras marcadores ópticos.....	57
Figura 14. Funcionamiento sistema óptico basado en marcadores reflectantes pasivos: (1) cámara óptica; (2) reflector pasivo; (3) emisión infrarroja de la cámara; (4) reflexión infrarroja del marcador .....	58
Figura 15. Inertial measurement unit.....	59
Figura 16. GAITRite (CIR Systems Inc. Clifton, NJ).....	60
Figura 17. Configuración de BTS GaitLab. (1) cámaras de video infrarrojas; (2) sensor inercial; (3) pasarela de medición (plataformas de fuerza); (4) EMG inalámbrico; (5) estación de trabajo; (6) sistema de grabación de video; (7) pantalla de TV; (8) estación de control. ....	61
Figura 18. Sistema Xsens MVN basado en sensores inerciales.....	61
Figura 19. Sistema de análisis de la marcha M3D basado en: (a) sensores inerciales; (b) plataformas de fuerza. ....	62
Figura 20. Sensores Wii Balance Board.....	70
Figura 21. Posición de los factores para la realización de los cálculos....	71
Figura 22. Kinect for Windows v2 y sus adaptadores para conexión al PC. ....	72

Figura 23. Articulaciones obtenidas por Kinect v2.....	73
Figura 24. Sistema NedSVE/IBV.....	75
Figura 25. Diagrama de interacción con la plataforma de posturografía.....	82
Figura 26. Diagrama de la web y base de datos de la herramienta de valoración de la postura.....	83
Figura 27. Diagrama de flujo web.....	84
Figura 28. Página de inicio de la herramienta de valoración posturográfica.....	85
Figura 29. Página de introducción de datos personales.....	86
Figura 30. Página de lanzamiento y resultados del test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance. ....	87
Figura 31. Página de lanzamiento y resultados del test límites de estabilidad.....	88
Figura 32. Entorno virtual del test límites de estabilidad.....	88
Figura 33. Página de lanzamiento y resultados del test Rythmic Weight Shift.....	89
Figura 34. Entorno virtual del test Rythmic Weight Shift.....	90
Figura 35. Ejemplo de valoración posturográfica.....	92
Figura 36. Diagrama de interacción con la plataforma de análisis de la marcha. ....	93
Figura 37. Diagrama de la web y base de datos de la herramienta de valoración de la marcha.....	94
Figura 38. Página de inicio de la herramienta de valoración de la marcha.....	95
Figura 39. Página de lanzamiento y resultados preliminares de la prueba de valoración de la marcha.....	96
Figura 40. Entorno virtual de la prueba de valoración de la marcha.....	97
Figura 41. Ejemplo de valoración de la marcha.....	102
Figura 42. Acceso a los datos almacenados en la base de datos de la herramienta de valoración de la postura. a) Página de acceso a administración. b) Elección de los distintos tipos de informes. c) Desplegable para la elección de los resultados.....	104
Figura 43. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración postural por rango de edad y sexo.....	108

Figura 44. Desplazamientos del CDP en dirección medio-lateral en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance .....	110
Figura 45. Desplazamientos del CDP en dirección antero-posterior en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance .....	110
Figura 46. Velocidad del CDP en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance.....	111
Figura 47. Representación gráfica de los datos normativos de excursión máxima en la prueba de límites de estabilidad .....	112
Figura 48. Variación del control direccional en el plano medio-lateral con la edad durante la prueba de control rítmico y direccional .....	116
Figura 49. Variación del control direccional en el plano antero-posterior con la edad durante la prueba de control rítmico y direccional. ...	116
Figura 50. Montaje para el estudio de la fiabilidad del sistema de análisis de la marcha. (1) vinilo; (2) cámara; (3) Kinect v2; (4) Ordenador portátil.....	134
Figura 51. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración de la marcha por rango de edad y sexo.....	147
Figura 52. Velocidad, longitud de zancada y tiempo de zancada para cada rango de edad. ....	155
Figura 53. Aplicación de conexión con la Wii Balance Board.....	192
Figura 54. Botón de sincronización de la Wii Balance Board. ....	193
Figura 55. Curva de percentiles y desviaciones.....	195

CAPÍTULO 1

# **Introducción**

## **1.1. Control motor**

### **1.1.1. Definición**

El proceso mediante el cual nuestro cuerpo organiza la información para iniciar, dirigir, corregir y rectificar movimientos se conoce como control motor [1]. El control motor surge de la interacción de los sistemas perceptivos y de acción, junto con distintos procesos cognitivos que afectan a ambos sistemas en distintos niveles. Dentro de cada uno de ellos encontramos diversos niveles de procesamiento. Por ejemplo, la percepción puede ser entendida como un progreso logrado a través de diversas etapas de procesamiento. Cada una refleja las estructuras cerebrales específicas que analizan la información sensorial en los distintos niveles, desde los estados iniciales del procesamiento sensorial a las formas cada vez más abstractas de interpretación e integración en los niveles superiores del cerebro.

La investigación reciente sugiere que el control del movimiento se alcanza a través del esfuerzo cooperativo de diversas estructuras cerebrales, las cuales se organizan tanto jerárquicamente como en paralelo. Esto significa que una señal puede ser procesada de dos maneras. Por una parte, jerárquicamente, dentro de los niveles ascendentes del sistema nervioso central (SNC). Por otra parte, dicha señal puede ser procesada simultáneamente en las distintas estructuras cerebrales, indicando un procesamiento de distribución en paralelo [2]. Ambos procesos ocurren en el sistema perceptivo y de acción del control del movimiento.

Dentro del sistema perceptivo, un procesamiento jerárquico implica que los centros cerebrales superiores integran los estímulos provenientes de los diversos sentidos e interpretan la información sensorial entrante. En la parte de la acción del control motor, los niveles cerebrales superiores forman planes y estrategias motoras para la acción. De este modo, los niveles superiores pueden seleccionar una respuesta específica para realizar una actividad particular. Luego, los niveles inferiores de procesamiento llevarían a cabo el seguimiento y regulación detallada de la ejecución de la respuesta, haciéndola apropiada para el contexto donde se efectúa.

En el procesamiento de distribución en paralelo se analiza la misma señal simultáneamente en las distintas estructuras cerebrales, aunque con otros propósitos. Por ejemplo, el cerebelo y los ganglios basales procesan la información motora de nivel superior paralelamente, antes de devolverla a la corteza motora para la acción.

En resumen, los receptores periféricos de nuestro cuerpo captan estímulos que mediante los sistemas aferentes (la información viaja de forma ascendente) son enviados al cerebro, en el cual se procesa la información obtenida y se decide cómo se debe actuar. Tras esto, la “decisión” tomada en el cerebro, es enviada por los sistemas eferentes (la información viaja de forma descendente) hacia los sistemas de acción para poder ejecutar o compensar la acción deseada. Cuando la información sensorial asciende a los centros superiores de procesamiento, cada nivel de la jerarquía posee la capacidad de modificar la información proveniente del nivel anterior, permitiendo a los centros superiores perfeccionar la información que ingresa de centros inferiores.

A continuación, se describen los sistemas que influyen en mayor medida en el equilibrio.

### **1.1.2. Sistema visual**

La visión sirve al control motor en diversas formas. En primer lugar, permite identificar objetos en el espacio y determinar su movimiento. Cuando la visión tiene esta función, es considerada un sentido exteroceptivo. Pero la visión también nos entrega información sobre dónde está nuestro cuerpo en el espacio, sobre la relación de una parte del cuerpo con otra y del movimiento del cuerpo. Cuando ejerce esta función, es llamada propiocepción visual. Por ello, la visión no sólo nos entrega información sobre el entorno, sino también sobre nuestro propio cuerpo.

La diferenciación sensorial es un aspecto clave del procesamiento sensorial que apoya al control motor. Para llevarla a cabo, el sistema visual debe identificar los objetos y determinar si están en movimiento, para ello existen dos vías separadas de procesamiento. Además, en ambas se utiliza la sensibilidad de contraste para alcanzar el objetivo de la identificación de objetos y el sentido del movimiento. Esta sensibilidad de contraste aumenta los bordes de los objetos, dándonos una mayor precisión en la percepción.

En ocasiones, es fundamental detectar los contrastes de los objetos, en vez de la intensidad absoluta de la luz producida o reflejada por un objeto. Esta inhibición nos permite detectar los contornos de los objetos muy fácilmente. Este proceso es muy importante en la locomoción, por ejemplo, cuando bajamos una escalera y necesitamos determinar el borde del peldaño. También es importante en la función de la manipulación, donde necesitamos determinar la forma exacta de un objeto.

Cambios en el entorno visual pueden provocar alteraciones del equilibrio y caídas en pacientes con patología vestibular. Del mismo modo, síntomas de estrabismo pueden, por sí mismos, desencadenar alteraciones del equilibrio con lo que es necesario tener medidas válidas para evaluar el control postural ante situaciones de conflicto visual, que pueden ser útiles para cuantificar los resultados terapéuticos en la rehabilitación vestibular de este tipo de pacientes.

### **1.1.3. Sistema propioceptivo**

Es el sistema que proporciona información sobre el funcionamiento armónico de músculos, tendones y articulaciones, participa regulando la dirección y rango de movimiento, permite reacciones y respuestas automáticas, interviene en el desarrollo del esquema corporal y en la relación con el espacio. Esto se produce a través de una serie de receptores distribuidos por todo el organismo.

Existen receptores para detectar la presión, temperatura, dolor y otras “experiencias” sensoriales, los cuales reciben el nombre genérico de receptores de estímulo adecuado.

Por otro lado, los receptores articulares se encuentran en las articulaciones, tendones o ligamentos, y sirven para la regulación de la postura, sin contar las terminaciones nerviosas libres, las cuales se estimulan al momento de una lesión o inflamación. Entre estos receptores se encuentran los receptores de tipo I o de Ruffini, los de tipo II o paciforme, los de tipo III o los de Golgi, y los tipo IV o terminaciones nerviosas libres. La información de los receptores se emplea en diversos niveles de la jerarquía del procesamiento sensorial. Algunas investigaciones han reportado que los receptores articulares parecen ser sensibles sólo a ángulos articulares extremos. Debido a esto, pueden proporcionar una señal de peligro

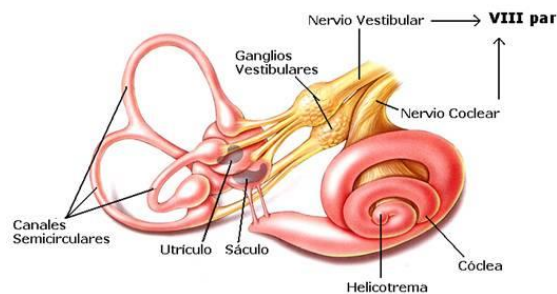


sobre los movimientos articulares peligrosos. También existen diversos tipos de receptores cutáneos, los mecanorreceptores, que detectan los estímulos mecánicos los termorreceptores, que detectan los cambios de la temperatura, y los nociceptores, que detectan un daño potencial a la piel, etc. La información 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 que es esencial para la orientación dentro del entorno inmediato. Un estímulo leve y poco preciso en la planta del pie tiende a producir una extensión de la extremidad, en cambio, un estímulo fuerte y focal tiende a producir un retiro, o flexión.

#### **1.1.4. Sistema vestibular**

El sistema vestibular tiene como función la detección de la posición y el movimiento de la cabeza mediante la integración de la información proveniente de receptores ubicados en el oído. Los impulsos vestibulares son importantes para la coordinación de muchas respuestas motoras y nos ayudan a estabilizar los ojos y a mantener el equilibrio postural durante la bipedestación y la marcha. Las anomalías dentro del sistema vestibular producen sensaciones como vértigo o temblores, así como problemas con el enfoque ocular y con la conservación del equilibrio.

La sección vestibular (Figura 1) incluye cinco receptores: tres conductos semicirculares, el utrículo y el sáculo.



*Figura 1. Sección vestibular*

Los conductos semicirculares funcionan como acelerómetros angulares. Se sitúan en ángulos rectos en relación unos de otros y son llamados conductos anterior, posterior y horizontal de cada lado de la cabeza. Al menos

un par de ellos es afectado por cualquier aceleración angular de la cabeza o el cuerpo. Las terminaciones sensoriales de los conductos semicirculares se encuentran en el amplio extremo de cada conducto, llamado ampolla, cercana a la unión con el utrículo. Cada ampolla posee una cresta ampular, que contiene las células pilosas vestibulares. Dichas células se extienden ascendentemente hacia la cúpula, constituida de material gelatinoso, hasta la punta de la ampolla. Los conductos semicirculares indican un movimiento de la cabeza al sistema nervioso. Cuando la cabeza comienza a rotar, el fluido de los conductos, en un principio, no se mueve, debido a sus características de inercia. Como resultado, la cúpula, junto con sus células pilosas, se dobla en la dirección opuesta al movimiento. Cuando éste cesa, la cúpula y las células pilosas se desvían en la dirección opuesta, es decir, hacia donde se movió la cabeza. Puesto que los conductos de cada lado de la cabeza son aproximadamente paralelos, trabajan juntos en forma recíproca. Ambos conductos horizontales trabajan unidos, mientras que cada conducto anterior está vinculado a uno posterior del lado opuesto de la cabeza. Cuando el movimiento cefálico ocurre en un plano específico a un par de conductos, un conducto será estimulado, mientras que su par opuesto será hiperpolarizado.

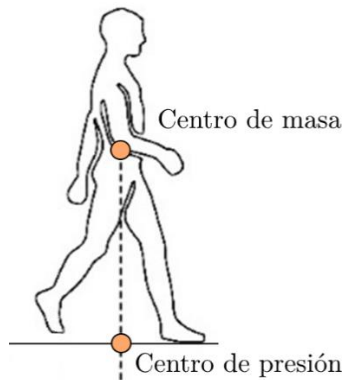
El utrículo y el sáculo proporcionan información sobre la posición del cuerpo en relación con la fuerza de gravedad y sobre la aceleración lineal o movimiento cefálico en línea recta. En la pared de estas estructuras se encuentra un engrosamiento donde el epitelio contiene las células pilosas. Esta sección es llamada mácula y es donde se localizan las células receptoras.

## **1.2. Equilibrio y marcha**

### **1.2.1. Equilibrio**

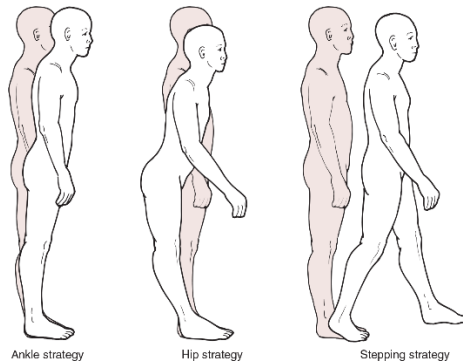
No existe una definición de equilibrio que sea comúnmente aceptada. Por el contrario, el término abarca la combinación de diversos procesos de distinta naturaleza y complejidad que se manifiestan conjuntamente para conseguir, en primer lugar, evitar que el cuerpo se caiga cuando se está en posición erguida. Debido a la gran complejidad inherente de este proceso, en ocasiones se aceptan definiciones más simplistas del término, con el fin de resumir aspectos particulares del mismo [3].

El equilibrio mecánico es un concepto físico que se define como la nulidad de la resultante de las fuerzas que actúan sobre un cuerpo. El ser humano no está nunca en un perfecto equilibrio mecánico, debido a que no posee un cuerpo estático, sólido o rígido, sino que está en continuo balanceo, tendiendo a volver a la posición de equilibrio cuando se le aparta de ella, lo cual se conoce como estabilidad o control postural en el ámbito clínico. El centro de gravedad se define como el punto de la resultante de todas las fuerzas de gravedad que actúan sobre un cuerpo y el centro de masas es la posición media de las partículas de masa que forman un cuerpo. Estos dos puntos en el cuerpo humano y en la tierra (campo gravitacional uniforme) coinciden en su posición tridimensional, por lo que generalmente se suele utilizar indistintamente centro de gravedad o centro de masas. El control postural durante la deambulación, bipedestación o sedestación representa la habilidad del ser humano para mantener el centro de presión (CDP), que coincide con la proyección perpendicular del centro de masas o de gravedad en el plano del suelo, dentro de los límites de estabilidad (Figura 2). Los límites de estabilidad son la frontera del área del espacio en el que el cuerpo puede mantener su posición sin modificar la base de soporte [4].



*Figura 2. Ejemplo ilustrativo del centro de masa y su proyección al suelo conocido como centro de presión.*

Los límites de estabilidad no son fijos y cambian de acuerdo a las condiciones de actividad del sujeto, situación del aparato locomotor y aspectos relacionados con el entorno. Si en algún momento el CDP cae fuera de los límites de estabilidad, la caída es inevitable, a menos que se realice una maniobra de corrección. El sistema del equilibrio evita la caída mediante continuos ajustes de la postura en bipedestación y minimiza las influencias desestabilizantes como la gravedad u otros vectores de fuerza. Existen diferentes estrategias para mantener el equilibrio, que varían dependiendo de la intensidad del estímulo desestabilizador y que impiden que el CDP caiga fuera de los límites de estabilidad, como son la estrategia de tobillo, la estrategia de cadera y la estrategia de paso (Figura 3). La estrategia de tobillo rota el cuerpo alrededor de la articulación tibio-astragalina, produciendo principalmente esfuerzos de dirección antero-posterior. La estrategia de cadera concentra los movimientos alrededor de dicha articulación, y se genera cuando la base de sustentación es pequeña y cuando el CDP se mueve rápidamente hacia los límites de estabilidad. La estrategia de cadera produce principalmente esfuerzos de dirección medio-lateral. Finalmente, la estrategia de paso, la cual consiste, precisamente, en dar un paso, se emplea cuando se produce una variación en amplitud o velocidad tal que la opción más factible de mantener el equilibrio es aumentar la base de soporte.



*Figura 3. Estrategias de equilibrio.*

El control postural está basado en un sistema complejo de respuestas musculares y articulares. La información relevante sobre el entorno y la posición del sujeto en él, depende de la función coordinada del sistema visual, somatosensorial y vestibular.

Aunque la relevancia de estos tres sistemas por separado está demostrada, la integración y el procesamiento de la información visual, propioceptiva y vestibular por el sistema nervioso central es menos conocida. Se han desarrollado algunos modelos que explican esta integración de sistemas, pero dado que las relaciones entre ellos no son obvias, los modelos resultan muy complejos [5,6].

### **1.2.2. Marcha**

La marcha humana se caracteriza por tratarse de un modo de locomoción durante el cual el cuerpo humano se desplaza soportando el peso del cuerpo sobre los miembros inferiores, alternando fases de apoyo y balanceo de los mismos, pero con el apoyo de, al menos, uno de ellos en todo momento. Este hecho diferencia a la marcha humana de la carrera o el salto, durante las cuales existen fases aéreas en las que el cuerpo queda temporalmente suspendido en el aire [7,8].

La marcha humana es una de las acciones más complejas que realiza el cuerpo humano, pese a la automatización de la misma. No obstante, la marcha no se trata de un reflejo innato, sino que se trata de una actividad, en gran medida, aprendida. Durante los primeros años el niño comienza a experimentar con su sistema neuromuscular y esquelético hasta que consigue integrar la marcha como una actividad a nivel involuntario.

Multitud de músculos y articulaciones ejercen un papel fundamental durante la marcha, especialmente los que se encuentran en la parte inferior del cuerpo como el glúteo mediano [9], pero también brazos, tronco, cuello, etc. Además, muchos de los músculos implicados en el equilibrio toman parte durante la marcha [10]. La marcha es una tarea compleja y común a todos los seres humanos que ha suscitado multitud de estudios e investigaciones que nos permitan comprender y conocer esta tarea cada vez con mayor profundidad.

#### *1.2.2.1. Fases de la marcha humana*

La marcha es un proceso cíclico. Un ciclo de la marcha se entiende como el tiempo transcurrido desde un evento inicial, a partir del cual se empieza a realizar el análisis, hasta que se produce una nueva manifestación de dicho evento. Comúnmente, el análisis se suele empezar a realizar una vez se detecta el apoyo de un talón, pero ciertos autores estudian el ciclo de la marcha desde el despegue de un pie del suelo. Sea como fuere, es necesario tomar un evento inicial como referencia<sup>1</sup>.

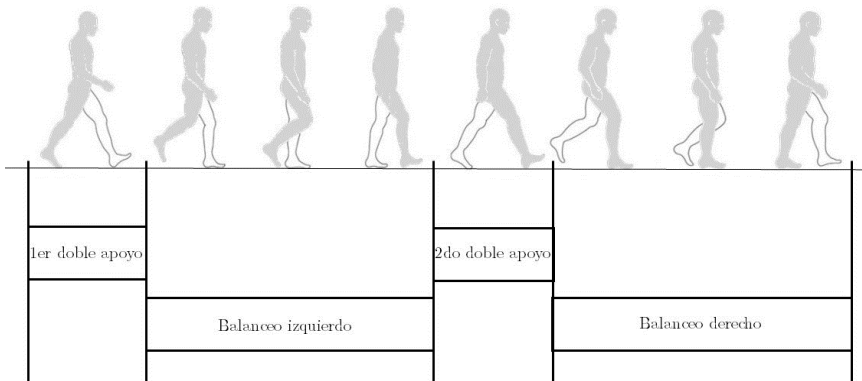
Durante un ciclo de la marcha, cada miembro inferior realiza dos fases principales. Una fase de apoyo, que ocurre cuando el pie se encuentra en contacto con el suelo, y una fase de oscilación o balanceo que se inicia desde que el pie despegar por completo del suelo hasta que vuelve a contactar con el mismo. Puesto que cada miembro realiza dos fases de manera separada, si se tiene en cuenta la posición de ambos miembros, este ciclo puede dividirse en cuatro fases principales: primera fase de doble apoyo, fase de apoyo monopodal, segunda fase de doble apoyo y fase de balanceo [11].

La primera fase del ciclo de marcha es la primera fase de doble apoyo, y se define como el tiempo entre el apoyo de un talón hasta que el pie contralateral despegar del suelo. Una vez el pie contralateral ha despegado, comienza la fase de apoyo monopodal, hasta que el talón contralateral contacta de nuevo con el suelo. Es entonces cuando comienza el segundo periodo de doble apoyo, que finaliza una vez el pie ipsilateral deja

---

<sup>1</sup> En el presente trabajo se ha tomado como evento inicial para el análisis de un ciclo de la marcha el momento que el talón entra en contacto con el suelo. Por lo tanto, podemos definir el ciclo de la marcha como la fase entre el apoyo de un talón hasta el siguiente apoyo del mismo talón sobre el suelo.

de estar en contacto con el suelo. En este momento comienza la fase de balanceo o fase de oscilación, que termina una vez el talón toca el suelo de nuevo. Con esto finaliza, por tanto, un ciclo completo de la marcha. Para un mejor entendimiento de los tiempos se pueden observar las distintas fases en la Figura 4.



*Figura 4. Fases de un ciclo de la marcha*

#### *1.2.2.2. Parámetros típicos de la marcha humana*

La marcha humana es comúnmente definida a partir de ciertos parámetros característicos y fácilmente identificables, entre los que se incluyen parámetros relacionados con el paso y la zancada. Un paso se encuentra definido entre el apoyo del talón de un pie y el apoyo del talón del pie contrario (Figura 5). Una zancada está definida entre el apoyo del talón de un pie y el siguiente apoyo del talón del mismo pie (Figura 5). Por lo tanto, una zancada coincide con un ciclo de marcha completo.

Es posible obtener parámetros de la marcha a partir de la información de paso y zancada. Por ejemplo, es posible definir la cadencia como el número de pasos realizados en un tiempo determinado, generalmente medido en minutos (pasos/min).

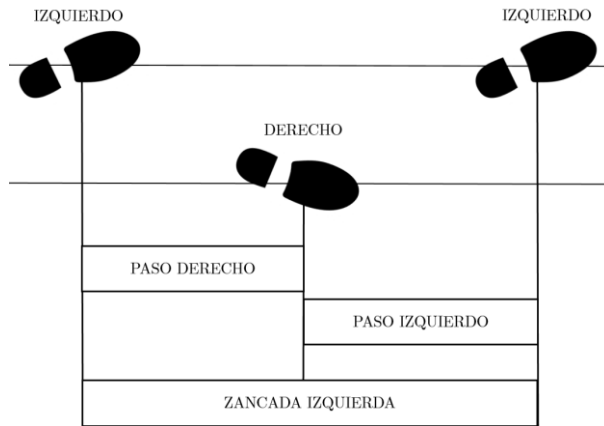


Figura 5. Diferencia entre paso y zancada

Uno de los parámetros más recurrentes en el análisis de la marcha es la velocidad de la marcha. Obviamente, la velocidad instantánea durante la marcha varía durante ésta y, además, existen variaciones entre ciclos, por lo que la velocidad de la marcha (m/s) se puede obtener mediante el producto entre la cadencia (pasos/min) y la longitud media de zancada (m). La cadencia, en pasos por minuto, corresponde al número de medias zancadas en 60 segundos o zancadas completas en 120 segundos (1).

$$\begin{aligned} \text{Velocidad de la marcha (m/s)} & \quad (1) \\ & = \frac{\text{Cadencia (pasos/min)} \times \text{Longitud zancada (m)}}{120} \end{aligned}$$

El tiempo de ciclo (s) se define como el tiempo medio de duración de un ciclo de la marcha. Por ello, el uso del tiempo de ciclo en lugar de la cadencia, simplifica el cálculo (2).

$$\text{Velocidad de la marcha (m/s)} = \frac{\text{Longitud zancada (m)}}{\text{Tiempo de ciclo (s)}} \quad (2)$$

Se puede concluir, por tanto, que la velocidad de marcha es una variable objetiva que depende de los dos pasos. Por lo tanto, si una patología tiene mayor afección sobre una pierna determinada, un individuo puede mostrar un desbalance de los tiempos de cada lado, lo cual puede evidenciarse en un acortamiento o alargamiento de la fase de apoyo sobre la pierna afectada, lo que disminuye o aumenta la fase de balanceo y la longitud de paso en ese lado.



### **1.2.3. Relevancia clínica**

El equilibrio y la marcha son habilidades fundamentales para ser independiente en diferentes actividades de la vida diaria (AVD), como lo son la higiene personal, el vestido/desvestido, realizar la compra, etc. Además, ambas capacidades tienen un papel extremadamente importante en la prevención de caídas [12–14]. De hecho, la velocidad de la marcha y sus variaciones se pueden utilizar como indicador de las capacidades de un individuo para realizar AVD [15].

Se ha demostrado que un tratamiento eficaz de problemas relacionados con el equilibrio y la marcha puede reducir el riesgo de caídas en pacientes con edad avanzada entre un 30% y un 40% [16]. Para ello, es importante determinar qué pacientes son los más propensos a ser incluidos en este tipo de tratamientos, lo que implica que los terapeutas deben conocer parámetros del equilibrio y la marcha que están asociados a predictores del riesgo de caídas [16]. De hecho, si el objetivo de un tratamiento es mejorar la calidad de vida de pacientes que han sufrido un ictus, entre los parámetros del equilibrio y la marcha, se debe prestar especial atención a mejoras en la velocidad de la marcha y la longitud del paso del lado parético y no parético [17].

Un daño cerebral puede afectar al nivel de independencia en la realización de las AVD, lo cual puede deberse, en parte, a un fuerte deterioro funcional del equilibrio y la marcha. Aumentar el grado de independencia en las AVD es un factor primordial para la rehabilitación [18,19]. Las actividades y funciones físicas tienen un papel crucial para la integración de los pacientes en su entorno social y recuperar así su independencia [20], por lo que incidir en la rehabilitación motora es primordial para una correcta recuperación.

### 1.3. Daño cerebral e ictus

#### 1.3.1. Daño cerebral

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. Primero, la lesión afecta a parte o a la totalidad del encéfalo (cerebro, tronco cerebral y cerebelo). Segundo, el inicio clínico de la lesión es agudo. Tercero, existe una deficiencia como consecuencia de la lesión, que es objetivable a través de la exploración clínica o una prueba diagnóstica. Y, finalmente, 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 la frecuencia de aparición, las dos grandes causas de DCA son los traumatismos craneoencefálicos y los ictus. Sin embargo, existen otras causas de DCA tanto endógenas como exógenas enumeradas en la Tabla 1.

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 1. Etiología del daño cerebral adquirido*

### **1.3.2. Ictus**

Un ictus es un tipo de DCA que se caracteriza por la privación de riego sanguíneo en alguna zona cerebral. Aquella zona cerebral que no recibe sangre de forma adecuada puede sufrir daños y quedar afectada de manera transitoria o permanente.

Los ictus pueden ser isquémicos o hemorrágicos. El ictus isquémico es el tipo más común de DCA y ocurre cuando se bloquea un vaso sanguíneo en el cuello o el cerebro [21]. El bloqueo puede ser causado por:

- La formación de un coágulo dentro de un vaso sanguíneo del cerebro o el cuello, llamado trombosis.
- El movimiento de un coágulo de otra parte del cuerpo como el corazón al cerebro, llamado embolia.
- Un estrechamiento severo de una arteria del cerebro o que conduce al mismo, llamado estenosis.

Un ictus hemorrágico se caracteriza por la rotura de un vaso sanguíneo cerebral. Este sangrado puede provocar un aumento de la presión cerebral, lo que también puede producir daños.

Los cinco signos y síntomas comunes de un ictus son:

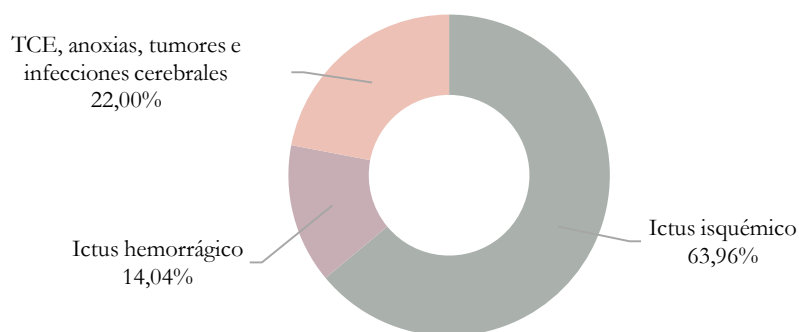
- Entumecimiento o debilidad repentinos de la cara, el brazo o la pierna.
- Confusión repentina, dificultad para hablar o dificultad para comprender a los demás.
- Dificultad repentina para ver con uno o ambos ojos.
- Mareos repentinos, dificultad para caminar o pérdida del equilibrio o la coordinación.
- Dolor de cabeza repentino severo sin causa conocida.

A veces, las señales de advertencia pueden durar poco tiempo y desaparecer. Estos episodios breves, conocidos como ataques isquémicos transitorios, pueden indicar una condición de salud grave subyacente.

Aproximadamente, el 85% de los ictus son isquémicos y el 15% hemorrágicos. El ictus es la principal causa de discapacidad física en personas adultas y la segunda causa de deterioro cognitivo. De hecho, tiene una incidencia mucho mayor y más incapacitante que todo el resto de enfermedades neurológicas juntas. En países industrializados los costes directos en sanidad debidos al ictus cada vez son mayores, y debido al envejecimiento de la población, se espera que estas cifras sigan aumentando en los próximos años.

### 1.3.3. Incidencia y prevalencia

La definición de la dimensión epidemiológica del DCA e ictus es compleja dada la heterogeneidad de la patología. El Plan Estratégico Nacional para el Tratamiento Integral de las Enfermedades Neurológicas, elaborado por la Sociedad Española de Neurología, ofrece una idea aproximada de la dimensión del problema [22]. Según los datos presentados, en España residen 420.064 personas con DCA. El 78% de estos casos se deben a enfermedad cardiovascular (ictus isquémico y hemorrágico), mientras que el 22% restante corresponde al resto de causas (traumatismos, anoxias, tumores e infecciones cerebrales), como se ilustra en la Figura 6. Los problemas más frecuentes de los individuos con DCA son las deficiencias de movilidad, autocuidado, actividades domésticas, aprendizaje, conocimiento y comunicación



*Figura 6. Porcentaje de las causas de un daño cerebral adquirido*

El importe asistencial total a lo largo de la vida de un paciente con DCA se estimó en 43.129€. Internacionalmente, los costes directos del infarto cerebral constituyen el 3% del gasto sanitario nacional, siendo esta cantidad similar en distintos países [23]. En la Tabla 2 se presentan los datos obtenidos a través de diferentes fuentes, teniendo en cuenta la incidencia y prevalencia del DCA en España.

	<b>Incidencia pacientes DCA</b>	<b>Prevalencia pacientes DCA</b>	<b>Coste total anual aproximado (millones)</b>
<i>España</i>	87.067	420.064	5.017,08 €
<i>Europa</i>	2.500.000	9.500.000	97.066,00 €
<i>Estados Unidos</i>	3.195.000	11.800.000	102.200,00 \$

*Tabla 2. Incidencia, prevalencia y coste aproximado del daño cerebral adquirido*

### **1.3.4. Consecuencias en el equilibrio y la marcha**

#### *1.3.4.1. Consecuencias en el control motor*

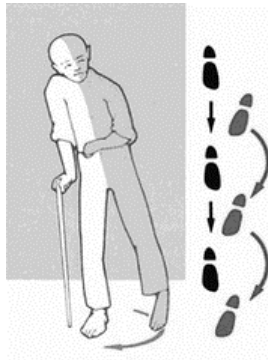
El control postural y la orientación espacial están profundamente ligados. Las personas deben ser capaces de detectar la orientación del cuerpo en el espacio y las fuerzas que actúan sobre él (por ejemplo, la gravedad) con el fin de generar el patrón apropiado de contracciones musculares necesarias para organizar el tono postural y las reacciones para mantener el equilibrio. Los procesos centrales que organizan tanto la orientación espacial como el control del equilibrio y la marcha dependen de las mismas fuentes sensoriales, que surgen, principalmente, de los sistemas visual, propioceptivo y vestibular [24]. Un daño en el cerebro, como el provocado por un accidente cerebrovascular, o en el sistema nervioso puede producir un deterioro de estos sistemas. Las principales consecuencias a nivel motor pueden ser:

- Afecciones en la agudeza visual dinámica y la estabilidad de la mirada
- Organización sensorial anómala (por ejemplo, pérdida de sensibilidad)
- Posición del centro de presión alterada
- Irregularidad en las respuestas posturales automáticas
- Hipotonía o hipertonia muscular junto con un rango de movimiento restringido

Tras un ictus [25,26] o un traumatismo cerebral [27], y teniendo en cuenta los problemas que puede causar a nivel periférico (visual, propioceptivo y/o vestibular) y central, la presencia de alteraciones en el equilibrio y la marcha es altamente probable. Hasta un 83% de las personas que han sufrido una lesión cerebral muestran desórdenes en el equilibrio un mes después de la lesión, y la mayoría de éstos siguen sufriendo mareos durante más de cinco años tras la lesión [25]. Además, se estima que hasta un 80%

de estos pacientes presentan desórdenes en la marcha. Las principales alteraciones causadas por un DCA suelen acabar provocando una prolongación del tiempo de balanceo de la extremidad afectada, lo cual resulta en un patrón de la marcha asimétrico (Figura 7).

La hemiparesia es una de las consecuencias más comunes tras una lesión cerebral y se manifiesta como una debilidad localizada en un lado del cuerpo, la cual no llega a ser una parálisis completa [28]. Los pacientes que sufren hemiparesia tienen dificultad para cargar el peso en el lado afectado, lo cual les dificulta cambiar el peso corporal simétricamente en respuesta al movimiento. Estas limitaciones dan lugar a estrategias compensatorias que usualmente son llevadas a cabo por otros músculos y articulaciones. Esto conduce a un equilibrio físico asimétrico que acaba derivando en asimetrías durante la bipedestación y la marcha [29].



*Figura 7. Patrón de marcha típico de un paciente hemiparético*

#### *1.3.4.2. Consecuencias en el equilibrio*

Como se ha comentado, un daño cerebral puede causar diferentes trastornos en el equilibrio y la marcha que pueden provocar inestabilidad y mareos. Los mareos pueden ser de diferentes magnitudes, variando desde un mareo leve hasta una sensación intensa de vértigo. Algunas de las consecuencias de un ictus más deletéreas para el equilibrio, dada su incidencia y su relevancia en el control motor, son la presencia de debilidad muscular, mareos, pérdida del campo visual y dificultades de coordinación [30]. A continuación, se listan los principales efectos negativos que un ictus puede provocar en el equilibrio.

- *Debilidad en una parte del cuerpo.* La debilidad de un lado del cuerpo puede provocar un cansancio excesivo y derivar en inestabilidad durante la bipedestación. En el peor de los casos, incluso puede dificultar una sedestación segura.
- *Pérdida de sensibilidad.* La pérdida de sensibilidad en el lado afectado, especialmente en las piernas, dificulta una correcta propiocepción. Por ello, el sentido de la vista suele utilizarse como método compensatorio, lo que requiere mayor concentración y supone una mayor carga cognitiva.
- *Problemas de concentración.* Los problemas atencionales derivados del ictus pueden comprometer el equilibrio. Muchas personas que sufren caídas reportan como causa de la caída una falta de atención o la realización de varias tareas al mismo tiempo o que conllevan la atención a múltiples estímulos, como situaciones con multitudes de gente, superficies irregulares, realizar giros o transportar una carga.
- *Vértigo.* Generalmente está causado por un daño en el cerebelo o en el tronco del encéfalo. El vértigo causa una percepción errónea de movimiento o de los objetos que rodean a la persona que lo presenta, lo que se traduce en una falta de estabilidad. En ocasiones, suele ir acompañado de náuseas y vómitos.
- *Problemas perceptuales.* Haber sufrido un ictus puede afectar a la habilidad de percibir el entorno. Esta dificultad de conocer la propia posición en relación con el espacio dificulta mantener el equilibrio y aumenta el riesgo de caídas.
- *Negligencia espacial.* La negligencia espacial está definida por una incapacidad de procesar información sensorial proveniente de uno de los lados del entorno o el cuerpo. Las personas con negligencia espacial son proclives a chocar o tropezar con objetos que no pueden percibir, lo que aumenta seriamente la probabilidad de una caída.
- *Síndrome del empujador.* Algunas personas presentan alteraciones en la percepción de la verticalidad, y experimentan la sensación de estar erguidas cuando se encuentran inclinados hacia un lado, lo que puede llegar a provocar que no puedan sentarse de forma segura.
- *Problemas de visión.* La visión es fundamental en el equilibrio. Los problemas visuales tras un ictus son bastante comunes e incluyen dificultad para enfocar, visión doble, problemas de movimiento ocular y

- puntos ciegos. Estos problemas dificultan realizar ajustes sutiles y rápidos en la postura a la hora de mantener el equilibrio.
- *Ataxia.* La ataxia es la falta de control muscular o de coordinación de los movimientos voluntarios. Las personas con ataxia tienen dificultad para realizar movimientos con la rapidez y el orden requerido para no perder el equilibrio en situaciones como recuperarse tras un desbalanceo o chocarse contra un obstáculo.
  - *Efectos secundarios de la medicación.* Algunos medicamentos comúnmente recetados tras un ictus pueden causar mareos o debilidad. Se debe tener presente que las interacciones entre diferentes medicamentos también pueden afectar al equilibrio.

#### *1.3.4.3. Consecuencias en la marcha*

Las afecciones en la marcha humana son una consecuencia común tras haber sufrido un ictus. Principalmente, se trata de alteraciones sensitivo-motoras que incluyen debilidad muscular, alteración del control motor selectivo, espasticidad y déficits propioceptivos que interfieren con la marcha normal. La recuperación de la marcha es un objetivo importante en la rehabilitación de pacientes han sufrido un ictus. De hecho, el 50% de los pacientes que han sufrido un ictus no pueden caminar tras el accidente, el 12% puede caminar con ayuda y sólo el 37% puede caminar de forma independiente [31]. En la mayoría de los casos, tras una lesión cerebrovascular se detectan alteraciones en la marcha. Las alteraciones más comunes se corresponden con la presencia de una marcha hemiparética A continuación, se listan las principales alteraciones que un ictus puede provocar en la marcha.

- *Variación en los parámetros temporales.* Una de las principales características de una marcha hemiparética es la reducida velocidad. La amplia variación en la velocidad de la marcha reportada por distintos estudios es probablemente el resultado de múltiples factores, entre los que se incluyen las diferencias en las técnicas y el equipo de medición, el grado de asistencia permitido durante la medición (por ejemplo, el uso de ayudas para caminar, ortesis y soporte externo), y la gravedad y cronicidad de los pacientes incluidos en los estudios [32]. Como medida clínica, la velocidad es un indicador del rendimiento general de la marcha y, como es lógico, se ha asociado con muchos otros parámetros de la marcha, como la cadencia, la longitud de la zancada, la duración del



- doble apoyo, y la zancada. Otras características temporales de la marcha hemiparética son un mayor tiempo de zancada y una cadencia reducida. También se han observado alteraciones en los períodos de la fase de apoyo y de la fase de balanceo en pacientes hemiparéticos, observándose un aumento de los períodos de apoyo en ambas extremidades inferiores, en comparación con individuos sanos.
- *Variación en los parámetros espaciales.* La característica espacial principal de la marcha hemiparética es la diferencia entre la longitud del paso parético y no parético. Los pacientes con hemiparesias más graves presentan una mayor longitud de paso parético que no parético. Sin embargo, cabe destacar que una longitud asimétrica del paso no necesariamente implica una reducción en la velocidad de la marcha. Algunas personas con un paso parético más largo caminan más rápido, probablemente debido a una generación compensatoria de propulsión por la pierna no parética.
  - *Variación en los parámetros cinemáticos.* Durante la fase de apoyo, generalmente se detecta una disminución en la extensión de la cadera y tres posibles patrones alterados para la cinemática de la rodilla: una mayor flexión de rodilla, una reducción de la flexión de rodilla al principio, seguido de una hiperextensión al final de la fase de apoyo, o una excesiva hiperextensión de la rodilla durante toda la fase de apoyo. La fase de balanceo se caracteriza por una disminución de la flexión de la cadera y una flexión de rodilla ausente o marcadamente reducida debido a la espasticidad del cuádriceps.

En general, una marcha patológica se evidencia en una alteración del patrón de la marcha normal. Los patrones de una marcha patológica son muy diversos y difieren incluso cuando las alteraciones de la marcha son provocadas por la misma patología. Sin embargo, estos patrones pueden ser divididos dependiendo de su etiología, ya sea neuromuscular o musculoesquelética [31,33–36]. Las alteraciones de la marcha pueden ser el resultado de una irregularidad estructural ósea, articular o de tejido. Estas limitaciones, generalmente en las extremidades inferiores, dan lugar a estrategias compensatorias que usualmente son llevadas a cabo por otros músculos y articulaciones. Por lo tanto, una disminución en la eficiencia de la marcha conlleva un aumento de la energía utilizada para realizar esta compensación [9].

Distintas disfunciones del sistema nervioso central causadas por un DCA pueden, por tanto, derivar en una marcha anormal [37,38]. Además, una lesión neurológica puede resultar en cambios en el tono y control del sistema motor. En el ámbito clínico, se reconocen dos patrones comunes que conducen a una marcha patológica.

- *Marcha espástica.* Una marcha espástica puede desarrollarse a partir de un problema del sistema nervioso central que afecta al tono motor, particularmente a los miembros inferiores. Normalmente, se caracteriza por un caminar rígido, arrastrando los pies debido a una contracción muscular unilateral prolongada. Cuando ambas piernas sufren espasticidad, puede resultar en lo que se conoce como “marcha en tijera”, que se caracteriza por el cruce de las extremidades inferiores en cada uno de los pasos a consecuencia de la hipertonía de la musculatura de las piernas. Esto hace que los pacientes deban realizar un gran esfuerzo para mover las piernas hacia adelante, lo que genera fatiga y resulta en una inestabilidad a la hora de andar.
- *Marcha atáxica.* La lesión del cerebelo o de sus vías puede interrumpir la coordinación normal y la precisión de la función motora. La marcha de estas personas es inestable y está asociada con una falta de equilibrio al caminar y con movimientos de las piernas poco precisos y mala coordinación. Hay tres tipos principales de marcha atáxica. Cuando el problema se localiza en el cerebelo, se denomina de ataxia cerebelosa. Cuando es la información que nos aporta la planta del pie la que está afectada, se denomina ataxia propioceptiva de origen neurológico. Cuando el problema está causado por el oído interno, se denomina ataxia vestibular.

Debido a todo lo expuesto anteriormente y a los diversos problemas que pueden originar diferentes patologías tanto en el equilibrio como en la marcha, es indispensable contar con herramientas de valoración que evalúen y analicen de manera precisa ambas habilidades, las cuales son indispensables para un correcto desempeño de las AVD y una buena calidad de vida.

## **1.4. Evaluación del equilibrio y la marcha**

### **1.4.1. Evaluación del equilibrio**

#### *1.4.1.1. Herramientas convencionales*

Existen diversas herramientas y test clínicos para valorar el equilibrio [39]. Generalmente, estas herramientas evalúan el comportamiento de los sujetos durante la ejecución de distintas pruebas que requieren el uso de las habilidades bajo estudio y, en ocasiones, permiten comparar los resultados obtenidos con aquéllos obtenidos por una muestra de sujetos sanos. Como ejemplo de este tipo de pruebas se describe una de las escalas clínicas generales más estandarizadas y comúnmente usada, la *Berg Balance Scale*. Cada prueba, por separado o en conjunto con otras, nos da la información necesaria para poder diagnosticar los problemas de equilibrio de un paciente y tratar aquellos déficits detectados por las mismas.

La *Berg Balance Scale* se desarrolló originalmente para determinar la capacidad de las personas mayores para mantener el equilibrio [40]. Consta de 14 pruebas que evalúan la capacidad de un individuo para mantener el equilibrio en varias posiciones (Tabla 3). Los resultados se basan en el tiempo que se tarda en completar las pruebas y la manera en la que se llevan a cabo. Cada prueba se califica en una escala tipo Likert, que varía de 0 a 4 puntos. Por lo tanto, la cantidad máxima de puntos que se puede conseguir es 56. Una puntuación de 0 a 20 indica que la persona no puede mantener el equilibrio y necesita a una silla de ruedas. Una puntuación de 21 a 40 indica que el individuo puede mantener un cierto equilibrio, pero necesita asistencia. Una calificación de 41 a 56 indica que el individuo puede ser completamente independiente. Para completar esta prueba se necesita un dispositivo de medición como una cinta métrica o una regla, dos sillas, una sin respaldo y otra con reposa brazos, un taburete, un reloj o un cronómetro, y un espacio mínimo de 5 m.

<b>Pruebas</b>
1. Incorporarse: Ponerse de pie después de estar sentado
2. Sentarse
3. Ser capaz de sentarse sin ayuda
4. Cerrar los ojos mientras está de pie
5. Colocar los pies juntos de pie
6. Extenderse hacia adelante lo más lejos posible
7. Recoger un objeto del suelo
8. Ser capaz de darse la vuelta y mirar hacia atrás
9. Girar completamente alrededor
10. Poner un pie en un escalón
11. Poner un pie delante
12. Mantener el equilibrio sobre un solo pie
13. Estar de pie sin apoyo
14. Cambiar de una posición a otra

*Tabla 3. Resumen de las pruebas de la Berg Balance Scale*

#### *1.4.1.2. Herramientas instrumentadas*

La posturografía dinámica computerizada es la técnica instrumentada de referencia para cuantificar y diferenciar las posibles alteraciones en el funcionamiento nervioso del sistema sensorial, sistema motor y el sistema central, de manera precisa y objetiva [41]. De hecho, la posturografía es el único método validado científicamente que permite aislar las contribuciones funcionales del sistema visual, sistema vestibular, sistema somatosensorial, y los mecanismos del sistema central en el sistema neuromuscular para el control postural y del equilibrio [42].

La posturografía permite identificar y diferenciar los impedimentos funcionales asociados a los procesos patológicos del equilibrio y se recomienda utilizarla como complemento a los test clínicos diseñados para localizar y catalogar patologías y desórdenes en el equilibrio [6]. Sin embargo, por sí misma, esta herramienta no permite diagnosticar la patología o el sitio de la lesión [43,44].

Debido a que tanto los sistemas que intervienen en el equilibrio como sus interacciones son muy complejos, la posturografía consta de diferentes protocolos o pruebas que intentan cuantificar los problemas de estos sistemas por separado. La posturografía consta de pruebas que permiten aislar las entradas sensoriales y registrar patrones de respuesta para poder identificar fallos en los mecanismos de adaptación de los sujetos. Según la definición de la Academia Americana de Otorrinolaringología, la posturografía debería incluir:

- El aislamiento y cuantificación de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial.
- El aislamiento y cuantificación de los mecanismos cerebrales para la selección apropiada de los sentidos.
- El aislamiento y cuantificación de la estrategia de movimiento en una serie de condiciones de trabajo distintas y controladas.
- El aislamiento y cuantificación de los mecanismos del control motor para la generación de movimientos eficaces y posturas adecuadas para cada ejercicio.

Durante las pruebas, el paciente se encuentra en una superficie de apoyo móvil, la cual se mueve o gira en un plano controlado por un ordenador. Las pruebas exponen al paciente a diferentes superficies de apoyo y a diferentes movimientos, durante los cuales se registran datos sobre la estabilidad postural y las reacciones del control motor del paciente. La posturografía consta de diversas pruebas, entre las que se encuentran el test de organización sensorial, el test del control motor y el test de adaptación [43].

El test de organización sensorial identifica objetivamente problemas en el control postural mediante la evaluación del uso efectivo de la propiocepción, el sistema visual y el sistema vestibular. Para ello el sujeto se somete a seis pruebas diferentes (Figura 8):

- Ojos abiertos, superficie fija y entorno visual fija
- Ojos cerrados y superficie fija
- Ojos abiertos y balanceo del entorno visual
- Ojos abiertos y balanceo de la superficie
- Ojos cerrados y balanceo de la superficie
- Ojos abiertos, balanceo de la superficie y balanceo del entorno visual

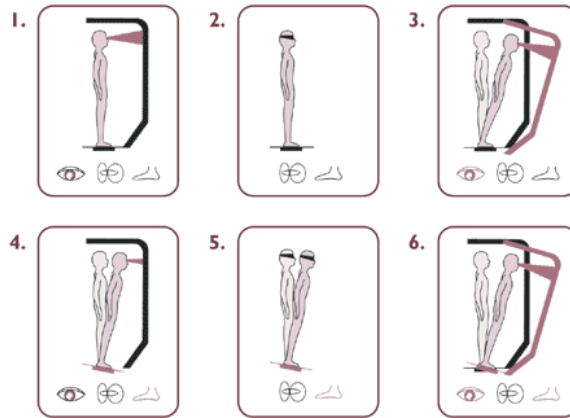


Figura 8. Test de organización sensorial

El test de control motor evalúa la capacidad del sujeto para recuperarse rápidamente y de forma automática tras perturbaciones externas inesperadas [39]. Movimientos de la superficie de apoyo hacia adelante y hacia atrás provocan respuestas posturales automáticas (Figura 9). Las medidas incluyen el tiempo de inicio, la fuerza y la simetría lateral de las respuestas.

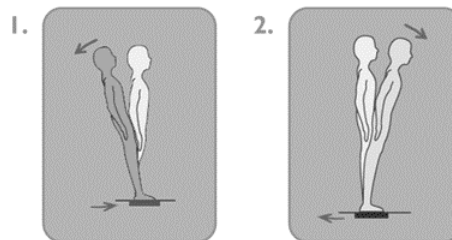
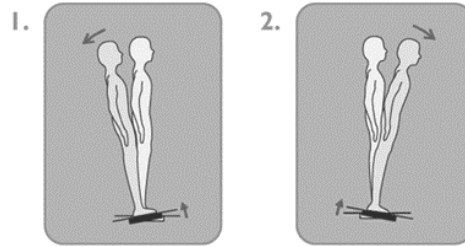


Figura 9. Movimiento adelante/atrás

El test de adaptación evalúa la capacidad del sujeto para modificar las reacciones motoras cuando ocurren movimientos de apoyo impredecibles, causados por la rotación de la superficie de apoyo. Esta prueba simula condiciones de adaptación de la vida diaria, tales como superficies de apoyo irregulares. El test evalúa la habilidad del sujeto para minimizar la oscilación cuando está expuesto a una superficie irregular, o ante cambios insospechados de la superficie de soporte (rotaciones de la superficie de apoyo con movimientos en dirección arriba y abajo) (Figura 10). En cada

test se cuantifica la magnitud de oscilación de respuesta inducida para mantener la estabilidad postural.



*Figura 10. Rotación de los pies arriba/abajo*

Durante la prueba de control motor y el test de adaptación se registra la respuesta del sujeto a las reacciones provocadas por movimientos bruscos inesperados de la superficie de apoyo. Todas estas medidas se pueden evaluar y catalogar en función de resultados estandarizados en estas pruebas. Es decir, existen patrones de normalidad de cada prueba obtenidos de la exploración de una muestra representativa de sujetos sanos, estratificados en edad, peso y altura.

Los test convencionales están diseñados para confirmar la presencia y ubicación anatómica de una patología. La posturografía, en cambio, da información sobre las alteraciones fisiológicas, que son las manifestaciones de la patología. Debido a que el equilibrio es un proceso altamente adaptativo, los pacientes pueden presentar discapacidades diferentes dependiendo de la etapa en la que se encuentren. Estudios clínicos han demostrado que, a causa de la “desconexión” entre la patología en sí y las manifestaciones que puede presentar, la posturografía y los test convencionales son complementarios, es decir, no proporcionan información redundante en el estudio y diagnóstico de un paciente.

Existen otras pruebas comúnmente utilizadas para valorar el equilibrio como son los límites de estabilidad y la variación rítmica del peso.

Los límites de estabilidad determinan el área máxima del espacio en la que un sujeto puede desplazar su peso sin cambiar la base de sustentación. En concreto, la prueba evalúa la capacidad del sujeto para desplazar su CDP lo máximo posible en ocho direcciones del espacio manteniendo ambos pies en contacto con el suelo (Figura 11). La prueba de los límites

de estabilidad es una prueba fiable cuando se administra tanto a personas sanas [45] como a pacientes que han sufrido un ictus [46].



*Figura 11. Ocho direcciones del espacio exploradas en la prueba de límites de estabilidad.*

La prueba de variación rítmica del peso, una prueba de equilibrio dinámico en bipedestación. Esta prueba se utiliza para examinar la capacidad para llevar a cabo desplazamientos coordinados del CDP en el plano frontal (de derecha a izquierda y viceversa) y en el sagital (de delante hacia atrás y viceversa). En concreto, el sujeto debe seguir los movimientos que un objetivo realiza en dichos planos a velocidad creciente mediante la variación de su CDP. Es un test frecuentemente utilizado en la valoración del equilibrio [47], y es comúnmente utilizado en pacientes con ictus [48].

A continuación, se presentan algunos de los dispositivos de valoración posturográfica disponibles en el mercado más comúnmente referidos en la bibliografía.

- MatScan (TekScan Inc, South Boston, EE. UU.). El sistema consta de una plataforma ligera, portable y de fácil conexión a un ordenador con un total de 2.288 sensores resistivos y una frecuencia de muestreo de 40 Hz que permite medir el CDP y valorar el equilibrio [49]. MatScan dispone de un *software* capaz de evaluar la función estática, dinámica y de realizar un análisis del equilibrio y balanceo corporal [50].
- DynSTABLE (Motekforce Link, Amsterdam, Holanda). El sistema consta de una plataforma de presión junto con un sistema de captura de movimiento. Dispone de ejercicios de rehabilitación dirigidos al



sistema sensorial, al sistema motor y a las capacidades cognitivas, además, dispone de una pantalla de proyección de 120° que ofrece un entorno virtual inmersivo [51].

- NeuroCom SMART EquiTest (Natus Medical Inc., CA, EE. UU.). El sistema consta de una plataforma dinamométrica con capacidad de rotación y traslación, que cuantifica la fuerza ejercida por los pies para estimar la posición del CDP. Además, el sistema proporciona un entorno visual dinámico para medir el uso que hace el participante de la información visual en el control del equilibrio [52,53].

#### *1.4.1.3. Herramientas de bajo coste*

En los últimos años, han aparecido en el mercado diferentes dispositivos de bajo coste que permiten la interacción con sistemas de entretenimiento comerciales mediante movimientos corporales y gestos. De entre ellos, en lo que a la valoración del equilibrio se refiere, destaca la Wii Balance Board (Nintendo, Kyoto, Japan). La Wii Balance Board es un periférico de la consola Wii de Nintendo, consistente en una plataforma de fuerza de bajo coste y portátil que permite la interacción en videojuegos a través de cambios posturales [54]. La Wii Balance Board es capaz de estimar el peso y el centro de gravedad de cualquier sujeto u objeto que se sitúa sobre ella a partir de cuatro pequeños sensores ubicados en las esquinas. Su funcionamiento se explicará en profundidad en el Capítulo 2 .



*Figura 12. Wii Balance Board*

Las características de la Wii Balance Board la convierten en un dispositivo muy prometedor, lo cual ha motivado su uso en diversos estudios que investigan la validez de este dispositivo en la valoración del equilibrio.

Clark *et al.* a principios de 2010 investigaron si la Wii Balance Board es una herramienta válida para valorar el equilibrio en bipedestación [55]. Ya que es un sistema portable, de bajo coste y, en aquel tiempo, se encontraba disponible para el público en general, podría ser potencialmente utilizada como herramienta de valoración del equilibrio en un entorno clínico. Para investigar la viabilidad del uso de esta herramienta, realizaron un estudio en el que compararon los resultados obtenidos por una muestra de 30 sujetos sanos en una plataforma de fuerzas *gold standard* (AMTI Model OR6-5, Watertown, MA, EE. UU.) y en la Wii Balance Board a través de un programa desarrollado por los investigadores en Labview 8.5 (Labview 8.5 National Instruments, Austin, TX, EE. UU.). Todos los sujetos realizaron cuatro tareas de equilibrio básicas, que variaron en dificultad y que son comúnmente usadas en la literatura [56,57]. Estas tareas consistieron en apoyo sobre una sola pierna (dominante) con los ojos cerrados, apoyo sobre la misma pierna con los ojos abiertos, bipedestación

con los ojos cerrados y los pies juntos, y bipedestación con los ojos abiertos y los pies posicionados de manera confortable. Los participantes realizaron los test en ambos dispositivos y tanto el orden de las pruebas para cada participante como el dispositivo utilizado fueron aleatorizados. La trayectoria del CDP fue calculada como medida del equilibrio en ambas condiciones, demostrando una alta fiabilidad y validez concurrente.

Un estudio posterior investigó la medida del CDP utilizando los mismos dispositivos, pero realizando las pruebas en ambas plataformas al mismo tiempo [58]. En concreto, Huurnink *et al.*, posicionaron la Wii Balance Board sobre una plataforma de fuerzas para medir el CDP de ambos dispositivos de manera simultánea, eliminando así la posible variabilidad introducida por el participante. Un total de 14 voluntarios sanos realizaron el estudio, que consistió en mantener el equilibrio durante 10 segundos un total de diez veces en cada una de las siguientes pruebas: equilibrio sobre una pierna con los ojos abiertos, equilibrio sobre una pierna con los ojos cerrados y equilibrio sobre una pierna tras un salto lateral. En este estudio, además de la trayectoria del CDP, se evaluó su velocidad media y la fuerza horizontal producida por el apoyo. Además, se evaluó el ruido introducido por los dispositivos posicionando seis pesos estáticos distintos con valores que variaron de 55 a 80 kilogramos. Los resultados obtenidos estuvieron en línea con los de Clark *et al.*, demostrando nuevamente una alta correlación entre las medidas de ambos dispositivos. Este estudio afirmó, además, que, basándose en las trayectorias del CDP detectadas en ambos dispositivos, cualquier medida de la Wii Balance Board basada en la trayectoria del CDP puede ser considerada suficientemente precisa. Sin embargo, la Wii Balance Board puede tener ciertas limitaciones para medidas que requieran extrema precisión puesto que, en comparación con la plataforma de fuerza *gold standard*, introdujo un ruido considerablemente más alto.

La Wii Balance Board ha sido comparada y validada con respecto a diversas plataformas de presión. Entre ellas se encuentra la Smart Balance Master System (Neurocom International Inc., Clackamas, EE. UU.). En 2013, Chang *et al.* elaboraron un estudio para analizar la validez y fiabilidad de la Wii Balance Board para evaluar el equilibrio en comparación con la Smart Balance Master System [59]. Para ello realizaron un estudio basado en pruebas pre y post-test donde participaron un total de 20 adultos sanos jóvenes, cuya edad media fue de 22 años, y 20 adultos sanos

mayores, cuya edad media fue de 67 años. Todos los participantes realizaron tres test de equilibrio en la Smart Balance Master System y en la Wii Balance Board, que consistieron en bipedestación con ojos abiertos durante 10 segundos, bipedestación con ojos cerrados durante 10 segundos, y mantener el equilibrio sobre la pierna dominante durante 10 segundos. Cada prueba se realizó un total de tres veces y se calculó la media del desplazamiento del CDP en cada uno de los test. Los resultados obtenidos no reflejaron diferencias significativas entre los pre-test y post-test realizados en las tres pruebas de equilibrio para la Wii Balance Board y la Smart Balance Master System, tanto en los sujetos jóvenes como en los mayores. En lo que respecta a la comparación entre grupos, se encontraron diferencias significativas para todos los test en ambas plataformas, excepto en la condición de bipedestación con ojos abiertos en la Wii Balance Board. Este estudio también analizó el ICC entre ambas plataformas, lo que demostró una alta validez de la Wii Balance Board ( $r > ,5$  y  $p < ,05$ ). Chang *et al.* demostraron, por tanto, que la Wii Balance Board es una plataforma con una alta validez en comparación con la Smart Balance Master System y tiene una buena fiabilidad para evaluar el equilibrio en personas sanas, teniendo resultados más fiables en el grupo de adultos sanos de edad más avanzada.

Otro estudio realizado por Park *et al.* analizó la validez y fiabilidad de la Wii Balance Board en comparación con una plataforma de análisis de equilibrio comercial de la empresa AMTI (AMTI, Watertown, MA, EE. UU.) [60]. Este estudio analizó el equilibrio de 20 personas sanas con edades comprendidas entre los 18 y 40 años. Para ello, los participantes fueron valorados durante tres días. En el primero de ellos fueron evaluados en la Wii Balance Board por un examinador y tras un periodo de descanso fueron evaluados de nuevo por otro examinador mediante la Wii Balance Board. En el segundo día los participantes fueron evaluados por el primer evaluador en la Wii Balance Board. Finalmente, el tercer día de estudio y tras un periodo de descanso, el equilibrio de los participantes fue evaluado en la plataforma de presión comercial. Todas las evaluaciones incluyeron cuatro pruebas de equilibrio diferentes que incluyeron bipedestación con ojos abiertos durante 30 segundos, bipedestación con ojos cerrados durante 30 segundos, equilibrio sobre la pierna dominante con ojos abiertos durante 10 segundos, y equilibrio sobre la pierna dominante con ojos ce-

rrados durante 10 segundos. De cada uno de estos test se extrajo la información del movimiento y velocidad media del CDP. Este estudio analizó, por tanto, la fiabilidad inter e intra-evaluador y la validez concurrente de la Wii Balance Board con la plataforma de presión comercial. Los resultados de la fiabilidad inter e intra-evaluador y de la validez concurrente se muestran en la Tabla 4.

	<b>Coefficiente de correlación intraclase (ICC)</b>	<b>Error estándar de la trayectoria del CDP (cm)</b>	<b>Error estándar de la velocidad del CDP (cm/s)</b>
<i>Inter-evaluador</i>	0,79 – 0,89	1,90 – 7,14	0,07 – 0,74
<i>Intra-evaluador</i>	0,70 – 0,92	2,04 – 7,59	0,07 – 0,80
<i>Fiabilidad</i>	0,73 – 0,87	0,32 – 5,94	0,08 – 0,62

Tabla 4. Fiabilidad inter e intra-evaluador de la Wii Balance Board

Los resultados de este estudio demostraron que la Wii Balance Board se trata de un dispositivo capaz de medir el equilibrio y las variaciones del CDP en distintas condiciones, con una moderada a alta fiabilidad inter e intra-evaluador y una alta validez concurrente.

Bower *et al.* investigaron la medición del CDP mediante la Wii Balance Board, evaluando el equilibrio en personas que habían sufrido un ictus [61]. Treinta participantes con ictus realizaron dos intervenciones separadas una semana. Esta intervención mediante la Wii Balance Board consistió en medir la variación del CDP en bipedestación durante 30s con ojos abiertos y cerrados, equilibrio sobre ambas piernas durante 30s, pasar de sentado a erguido apoyando los pies sobre la Wii Balance Board, y variación rítmica del peso en el eje mediolateral. Además, se les administraron test de equilibrio tradicionales para poder obtener una comparación adecuada, que incluyeron *10-Meter Walk Test*, *Timed Up and Go*, *Step Test*, y *Functional Reach*. La validez test-retest de la Wii Balance Board fue excelente (ICC = 0,82 – 0,98). Se obtuvieron correlaciones significativas entre la variación rítmica del peso sobre la Wii Balance Board y los test *10-Meter Walk Test* ( $r = ,47$  y  $p < ,05$ ) y *Timed Up and Go* y *Step Test* ( $r > |,5|$  y  $p < ,01$ ). También se obtuvieron fuertes relaciones entre la velocidad del CDP y *10-Meter Walk Test*, *Timed Up and Go* y *Step Test* ( $r > |,40|$  y  $p < ,05$ ) y *Functional Reach* ( $r = ,61$  y  $p < ,01$ ). Los resultados de este estudio avalan la viabilidad y el uso de la Wii Balance Board como instrumento de medición del CDP y valoración del equilibrio en personas que han sufrido un ictus.

Además, puede ser utilizada como información adicional sobre el balanceo postural, asimetría y control de la variación del peso para complementar una valoración del equilibrio.

Como se ha podido observar, esta plataforma de aproximadamente 80€ ha demostrado tener una validez y eficacia similares a las plataformas de fuerza de laboratorio [55,58–60,62–64], cuyo coste varía entre los 50.000 y los 200.000€. Además, la Wii Balance Board ha sido validada y utilizada para investigar el equilibrio en poblaciones con diversas patologías neurológicas como ictus [61], enfermedad de Parkinson [63] y esclerosis múltiple [65]. La evidencia existente, por tanto, apunta a que la Wii Balance Board podría ser un dispositivo válido y fiable para realizar evaluaciones posturográficas en pacientes con ictus.

## **1.4.2. Evaluación de la marcha**

El análisis de la marcha es el estudio sistemático de la locomoción humana. El movimiento humano (movimientos corporales, mecánica del cuerpo y, a veces, la actividad de los músculos) se registra mayoritariamente usando videocámaras o un conjunto de sensores que se fijan en partes específicas del cuerpo. El análisis de la marcha se utiliza comúnmente para evaluar, planificar y tratar a personas con alteraciones que afectan su capacidad para caminar. También se utiliza comúnmente en la biomecánica deportiva para ayudar a los atletas a correr de manera más eficiente e identificar los problemas relacionados con la postura o el movimiento.

### *1.4.2.1. Herramientas convencionales*

Como ejemplo de las pruebas de valoración clínica convencional, se describen algunas de las herramientas clínicas de uso más común y extendido: la *Dynamic Gait Index*, el *One-Minute Walk Test* y el *10-meter Walk Test*.

La *Dynamic Gait Index* se desarrolló para evaluar la marcha, el equilibrio y el riesgo de sufrir caídas. No sólo se evalúa el estado de la marcha habitual, sino también la marcha bajo diferentes condiciones y tareas con dificultad variable [66]. El participante realiza un total de ocho pruebas de marcha funcionales y en cada una de ellas se le otorga una puntuación entre cero y tres, en función de cómo la realice, siendo tres la puntuación cuando se supera la tarea sin problemas y cero cuando no se es capaz de realizar la tarea. La puntuación más alta posible es 24 [67]. Puntuaciones

de 19 o menos están relacionadas con el aumento en el riesgo de sufrir alguna caída. Como material necesario, únicamente se necesita una caja de zapatos, dos conos, unas escaleras y un pasillo de al menos seis metros. La *Dynamic Gait Index* ha mostrado suficiente validez y fiabilidad como escala en la evaluación de la marcha funcional en pacientes que han sufrido un ictus [68]. Además, esta escala ha mostrado una validez concurrente con otras escalas utilizadas para evaluar el equilibrio por lo que se trata de una herramienta útil para evaluar el equilibrio dinámico en personas que han sufrido un daño cerebral [69]. Por lo tanto, la evaluación de la marcha mediante la *Dynamic Gait Index* es útil para identificar variaciones de la marcha y evaluar las mejoras como resultado de una intervención [70].

El *One-Minute Walk Test* se trata de una prueba donde se evalúan los metros recorridos durante un minuto. La duración de esta prueba se ha ido modificando y adaptando para una mejor evaluación dependiendo del tipo de población bajo estudio. El test original tiene una duración total de 12 minutos y fue diseñada en 1968 para la evaluación en atletas [71]. En 1976 fue modificada para pacientes con bronquitis crónica [72]. Posteriormente, se investigó si una disminución del tiempo de duración del test a seis o dos minutos era válida y seguía representando fielmente los resultados obtenidos con la escala tradicional, lo cual resultó ser factible [73–75]. Por último, se comprobó que la distancia recorrida durante la marcha en un minuto puede representar un método válido para evaluar la capacidad de la marcha funcional en el entorno clínico [76]. Es necesario remarcar que la prueba con una duración de seis minutos es la más extendida y utilizada [77,78]. Todo lo que se necesita para completar esta prueba es un espacio libre de obstáculos, un dispositivo de medición como una cinta métrica, junto con un reloj o un cronómetro [79]. El *One-Minute Walk Test* consiste, por lo tanto, en la medición de la distancia recorrida por el participante sin ningún tipo de asistencia física de otra persona durante un minuto. Se debe caminar a la velocidad más rápida posible. Esta prueba está indicada para evaluar la resistencia durante la marcha.

Finalmente, el *10-meter Walk Test* es un test que evalúa la velocidad de la marcha, la cual se puede utilizar como factor clave para determinar ciertas necesidades durante la rehabilitación motora [80,81]. Además, esta medida tiene el potencial de predecir un posible futuro declive funcional [82,83], así como también el riesgo de caídas [84,85]. La velocidad de la marcha se puede evaluar fácilmente en la mayoría de entornos clínicos.

Estas mediciones han demostrado tener una gran fiabilidad en poblaciones de pacientes con distintas patologías y en personas con déficits en la marcha [78,86,87]. El *10-meter Walk Test* es una prueba comúnmente utilizada en entornos clínicos para evaluar la velocidad de la marcha [88–94]. Este test requiere de una trayectoria total de 20 metros lo que implica cinco metros de aceleración, diez en los que se evalúa la velocidad y otros cinco de desaceleración. Sin embargo, no siempre existe la posibilidad de disponer de un total de 20 metros, por lo que existen variaciones que incluyen la evaluación de tres, cuatro o seis metros, siempre y cuando se tenga presente un espacio necesario para la aceleración y desaceleración [95]. En la mayoría de estudios en los que se ha utilizado este test, se ha considerado la marcha en un total de diez metros, en los cuales los dos primeros son de aceleración y los dos últimos de desaceleración, teniendo así un total de seis metros donde evaluar la velocidad de la marcha [96]. Para la evaluación, se disponen varias marcas en el suelo, una de las cuales se coloca en el origen, otra a los dos metros, donde se comienza a contar el tiempo, otra a los ocho metros, donde se detiene el tiempo, y otra en el final. Esta prueba no se puede realizar con asistencia física. Se debe realizar a una velocidad confortable para el usuario. Por último, para la realización completa del test se han de realizar tres pruebas, siendo el resultado final del test la media de las tres.

#### *1.4.2.2. Herramientas instrumentadas*

Existen diversas herramientas instrumentadas capaces de capturar el cuerpo humano de manera precisa y objetiva. A continuación, se presentan y resumen los sistemas más extendidos.

##### *Sistemas ópticos*

Comúnmente, la captura del movimiento humano es adquirida por sistemas ópticos capaces de determinar la posición tridimensional de elementos reflectantes pasivos o activos, que se fijan en posiciones anatómicas de referencia (Figura 13) [97].





Figura 13. Sistema de captura de movimiento basado en cámaras marcadores ópticos

Los sistemas ópticos de captura de movimientos se utilizan para la evaluación de cualquier movimiento, humano o no, y no sólo relativo a la marcha [98], y se aplican en campos tan diversos como la animación, el deporte, la medicina, o la robótica. Generalmente, los sistemas ópticos tienen una precisión muy elevada y con poco error, por lo que son considerados un *gold standard*<sup>2</sup> y se utilizan como sistemas de referencia. Unos de los sistemas ópticos más reconocidos es el Vicon Motion Systems (Oxford Metrics, Oxford, England) [99].

Los sistemas ópticos actuales surgieron con el desarrollo de la fotogrametría, la cual permite determinar posiciones tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales. Los sistemas ópticos determinan la información tridimensional de determinados sensores, triangulando la posición de éstos en dos o más cámaras. Comúnmente, se utilizan marcadores reflectantes pasivos, los cuales se fijan al sujeto y reflejan la luz infrarroja emitida por las cámaras. Las cámaras son capaces de captar estos reflejos y el sistema reconstruye la posición tridimensional de los marcadores a partir de la información aportada por varias cámaras (Figura 14).

---

<sup>2</sup> Se entiende como *gold standard* aquella prueba que posee una fiabilidad máxima dentro de una serie de condiciones específicas.

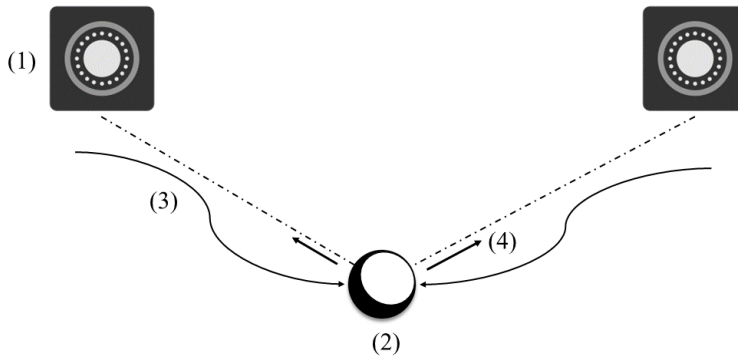
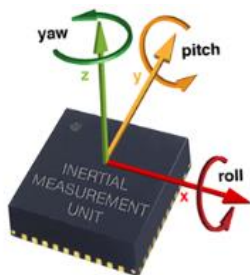


Figura 14. Funcionamiento sistema óptico basado en marcadores reflectantes pasivos: (1) cámara óptica; (2) reflector pasivo; (3) emisión infrarroja de la cámara; (4) reflexión infrarroja del marcador

### Sistemas inerciales

El término sensor inercial se refiere al conjunto de sensores capaces de medir la aceleración lineal (acelerómetros) y la velocidad angular (giroscopios). Estos sensores se denominan inerciales porque su funcionamiento se basa en el principio de inercia. A partir de dicho principio son capaces de medir la variación de movimiento de un cuerpo, el cual se encuentra interno en el sensor, cuando se le aplica una fuerza externa.

Gracias a este principio y al desarrollo tecnológico, se han conseguido minimizar los componentes necesarios para desarrollar lo que se conoce actualmente como *inertial measurement units* o IMUs (Figura 15). Un IMU no es más que la disposición de tres acelerómetros y tres giroscopios en un mismo sensor, el cual tiene un tamaño del orden de milímetros. Los IMUs son capaces de medir aceleraciones y velocidades angulares en los tres ejes del espacio, si bien no se encuentran exentos de problemas y artefactos. Para poder realizar medidas con ellos es necesario eliminar la componente de la gravedad en el acelerómetro, tener en cuenta la deriva en las mediciones en el tiempo, establecer un sistema de referencia como el proporcionado por un magnetómetro, filtrar el ruido intrínseco de las señales, etc. Estos problemas pueden ser resueltos con una técnica conocida como *sensor fusion* y mediante el uso de filtros de Kalman [100].



*Figura 15. Inertial measurement unit*

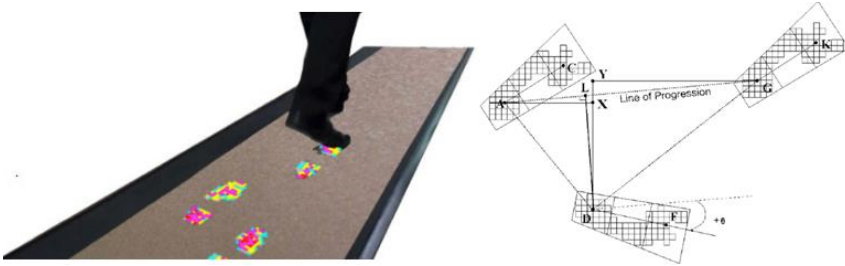
La ventaja de los sistemas inerciales frente a otros en el análisis de la marcha radica en su bajo coste y poca intrusión. Para la identificación de los eventos temporales de la marcha, los sensores han sido colocados en la columna [101,102], el muslo [103], la parte inferior de la pierna [104], en el pie [105] o en múltiples posiciones en los miembros inferiores [106,107]. Todos estos estudios han establecido que, por regla general, cuanto más cerca del suelo estén los sensores, mejor es la identificación de los eventos de la marcha.

#### *Plataformas de fuerza*

Las plataformas de fuerza permiten determinar las fuerzas de reacción tridimensionales durante la marcha, permitiendo estimar momentos y direcciones de fuerza durante la marcha. En los años 70 y 80 se idearon sistemas basados en microcontroladores y/o transductores de presión conectados al calzado que se usaban para detectar eventos de marcha [108,109]. Estos sistemas evolucionaron a los sistemas basados en plataformas de fuerza de la actualidad, los cuales se basan en las fuerzas generadas por los pies sobre ellas [110]. Las plataformas de fuerzas suelen tener una precisión en la detección de fuerzas bastante alta y buena resolución temporal. Sin embargo, mediante este tipo de sistemas es imposible determinar parámetros cinemáticos de la marcha.

En la misma línea, existen esterillas instrumentadas como la GAITRite (CIR Systems Inc. Clifton, NJ) [111]. Estas alfombras contienen multitud de sensores de presión integrados, capaces de procesar y analizar cada pisada (Figura 16). Estos sistemas tienen una alta precisión a la hora de detectar los instantes de la pisada, por lo que lo pueden obtener los parámetros espacio-temporales con una alta fiabilidad. Sin embargo,

análogamente a las plataformas de fuerza, no son capaces de obtener ninguna variable cinemática.



*Figura 16. GAITRite (CIR Systems Inc. Clifton, NJ)*

### *Sistemas y laboratorios completos de análisis de la marcha*

Hay diversos sistemas comerciales y laboratorios de análisis de la marcha que utilizan diferentes combinaciones de sensores y tecnologías, como los anteriormente mencionados. Algunos ejemplos de estos sistemas son CONTEMPLAS (CONTEMPLAS GmbH, Alemania): Análisis clínico de la marcha basado en una pasarela [112], Tekscan (Tekscan Inc., MA, EE. UU.): Mapeo de la presión [113], GRAIL (Motek Medical B.V., Holanda): Gait Interactive Lab en tiempo real [114] y BTS GAITLAB (BTS Bioengineering Corp., MA, EE. UU.) [115], el que se muestra en la Figura 17.



*Figura 17. Configuración de BTS GaitLab. (1) cámaras de video infrarrojas; (2) sensor inercial; (3) pasarela de medición (plataformas de fuerza); (4) EMG inalámbrico; (5) estación de trabajo; (6) sistema de grabación de video; (7) pantalla de TV; (8) estación de control.*

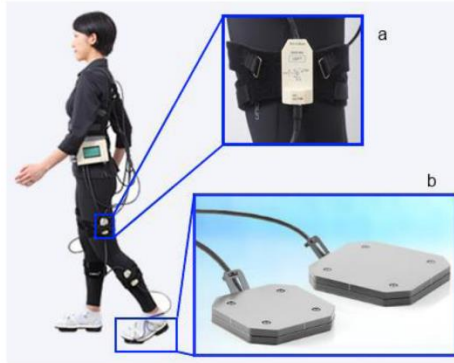
Además, se han comercializado sistemas de análisis de la marcha basados en sensores portátiles, como el Xsens MVN (Xsens Technologies B.V, Holanda) [116], que utiliza 17 sensores inerciales situados en el tórax, miembros superiores e inferiores para realizar la captura de movimiento y seguimiento del cuerpo con un traje inalámbrico (Figura 18).



*Figura 18. Sistema Xsens MVN basado en sensores inerciales.*

Otro paquete comercial es el sistema inalámbrico de análisis de marcha M3D desarrollado por Tec Gihan Co [117] (Figura 19), que utiliza sensores de movimiento en la parte inferior de la pierna, el muslo, la cintura y la espalda y unas pequeñas plataformas de fuerza en los dedos de los pies

y los talones. Las placas de fuerza M3D (Tec Gihan Co., Ltd., Japón) miden la fuerza aplicada a lo largo de tres ejes ortogonales e incluyen un acelerómetro, un giroscopio de 3 ejes y un sensor geomagnético de 3 ejes.



*Figura 19. Sistema de análisis de la marcha M3D basado en: (a) sensores inerciales; (b) plataformas de fuerza.*

Pese a que existen métodos y sistemas adicionales para medir parámetros de la marcha humana, como sistemas basados en electromiografía [118,119] e incluso utilizando un audífono [120], los más utilizados y fiables son los recogidos anteriormente.

#### *1.4.2.3. Herramientas de bajo coste*

De entre los dispositivos tecnológicos de bajo coste aparecidos en los últimos años destaca la Kinect para Windows v2 (Microsoft, Redmond, WA). Este dispositivo, también conocido como Kinect v2, consiste en una cámara infrarroja de bajo coste que permite el registro y seguimiento corporal de una persona estimando la posición 3D de sus principales articulaciones. La Kinect v2 ha demostrado tener una validez y eficacia variable para el análisis parámetros espaciotemporales [121–123] y cinemáticos [122,123] de la marcha humana en comparación con sistemas ópticos de captura de movimiento, y para el análisis de parámetros espaciotemporales en comparación con sistemas instrumentados basados en un tapiz [124]. Este dispositivo se encuentra descrito en mayor profundidad en el Capítulo 2 .

De manera análoga a lo que sucede en la investigación realizada sobre la fiabilidad y validez de la Wii Balance Board, existen estudios que

investigan las características de la Kinect v2 en comparación con sistemas de laboratorio de análisis de la marcha. Uno de los primeros estudios en evaluar la validez concurrente de la Kinect v2 para evaluar parámetros espacio-temporales de la marcha fue el realizado por Mentiplay *et al.* [125]. En este estudio, los autores utilizaron como herramienta *gold standard* el sistema óptico de análisis de movimiento 3DMA (STT Systems, España). Se reclutó a una muestra de 21 participantes sanos que caminaron un total de nueve veces a una velocidad confortable, y cuyos parámetros espacio-temporales de la marcha fueron obtenidos por el sistema óptico y la Kinect v2. Los parámetros registrados fueron la velocidad de la marcha, la longitud y tiempo de paso, la longitud y tiempo de zancada, y la velocidad del pie durante el balanceo. Los resultados obtenidos tras comparar ambas herramientas mostraron que la velocidad de la marcha, la longitud de paso y la longitud de zancada obtuvieron una excelente validez general y relativa ( $r > 0,90$ ) y un bajo porcentaje de error, menor de un 8%. La velocidad del pie en balanceo resultó tener una excelente validez relativa ( $r = 0,93$ ), una modesta validez a nivel general ( $r = 0,54$ ) y un porcentaje de error entorno al 13%. Sin embargo, los tiempos de paso y zancada obtuvieron unos niveles inferiores de validez y mayor porcentaje de error. Los autores concluyeron que la Kinect v2 puede ser de utilidad en la práctica clínica para obtener algunos parámetros espaciotemporales de la marcha. No obstante, se debería tener cuidado a la hora de elegir y analizar las variables detectadas por esta herramienta dado que alguna de ellas no se detecta con demasiada precisión.

Un segundo estudio del mismo equipo amplió los parámetros de la marcha analizados por la Kinect v2 y estudió la fiabilidad y validez concurrente con respecto al sistema óptico 3DMA. Los parámetros estudiados fueron la velocidad de la marcha, la longitud, tiempo y ancho de paso, el rango pélvico (medio lateral y antero posterior), la velocidad del pie en balanceo, la flexión máxima de la rodilla en balanceo, la flexión máxima de rodilla durante el apoyo, la aducción máxima de la rodilla durante el apoyo, y el rango de flexión del tobillo y de la cadera. Mentiplay *et al.* analizaron los parámetros de la marcha de 30 sujetos sanos a dos velocidades distintas, confortable y rápida, mediante la Kinect v2 y el sistema 3DMA. Los participantes en el estudio realizaron el test dos días diferentes para poder analizar la fiabilidad de la herramienta. Una excelente validez se ob-

servó en ambas condiciones para la velocidad de la marcha, el desplazamiento de la pelvis, y las medidas de paso ( $r > 0,75$ ). Sin embargo, para el resto de variables cinemáticas la validez observada fue baja ( $r < 0,4$ ). La fiabilidad detectada fue moderada y similar en ambas herramientas para ambas velocidades. La fiabilidad de las variables cinemáticas calculadas por la Kinect v2 fue menor a la esperada, lo cual sugiere que la Kinect v2 tendría potencial de analizar medidas espaciotemporales de la marcha.

Siguiendo con los estudios que analizaron la validez de la Kinect v2, Dolatabadi *et al.* utilizaron el sistema GAITRite como *gold standard*. Este estudio incluyó a 20 personas sanas, que caminaron sobre el sistema GAITRite mientras eran registrados con la Kinect v2, bajo tres condiciones distintas de la marcha: velocidad normal, velocidad normal realizando una tarea cognitiva de resta y velocidad rápida. El estudio analizó la velocidad de la marcha, el tiempo y la longitud de paso y el tiempo de apoyo. Los resultados de validez entre las herramientas para todas las condiciones fueron excelentes, siendo el ICC(2,1)  $> 0,9$  para todos los parámetros. Estos resultados apoyaron, por tanto, la validez del uso de la Kinect v2 para el análisis de parámetros de la marcha en personas sanas.

Interesantemente, la Kinect v2 ha sido también validada y utilizada para valorar la marcha humana en poblaciones con diversas patologías neurológicas, incluyendo enfermedad de Parkinson [126], esclerosis múltiple [127] y parálisis cerebral [128].

Existen diferentes estudios que han reportado la fiabilidad de diferentes métodos para estimar los parámetros espaciotemporales de la marcha con resultados comparables a los sistemas de laboratorio, con la primera versión de Kinect [121,129–132] y Kinect v2 [122–124,133–135]. Sin embargo, la variabilidad de las poblaciones estudiadas y las diferencias en medidas y metodologías utilizadas, impide una comparación adecuada de los resultados. Por lo tanto, las fortalezas y debilidades reales de cada método utilizado para estas evaluaciones siguen sin estar claras. La mayoría de las investigaciones se han centrado en analizar los parámetros espaciotemporales de la marcha en personas sanas [121,124,135] y en pacientes que habían sufrido un ictus [136–138].



## **1.5. Limitaciones**

El equilibrio y la marcha han sido medidos, tradicionalmente, mediante escalas y test clínicos, los cuales son, por lo general, fácilmente administrables en la clínica y no requieren un consumo de tiempo excesivo. Sin embargo, estas herramientas pueden estar sesgadas por la percepción subjetiva del administrador y tener una precisión limitada [139]. Además, no aportan información precisa sobre la capacidad de integración sensorial y espacial, ni información cinemática [140–142].

En las últimas décadas, el desarrollo tecnológico ha dado lugar a herramientas tecnológicas que, potencialmente, permiten salir al paso de las limitaciones anteriormente descritas en la valoración del equilibrio y la marcha, permitiendo análisis más objetivos. Herramientas como la posturografía dinámica computerizada y el análisis instrumentado de la marcha son los ejemplos más destacados de ello. Pese a que los sistemas posturográficos y los sistemas de análisis de la marcha pueden evaluar el equilibrio y el control postural y estimar las características espaciotemporales y cinemáticas de la marcha humana, respectivamente, con mayor precisión y objetividad que las escalas y test clínicos, no están exentos de inconvenientes. Así, los sistemas instrumentados existentes tienen un precio muy elevado y requieren un gran espacio dedicado en la clínica. Mayoritariamente, estos dos factores han evitado que se haya extendido su uso en el ámbito clínico [143–146]. Además, los sistemas presentan, a menudo, complejas interfaces, con multitud de opciones y resultados que requieren ciertos conocimientos técnicos y formación específica. Los profesionales clínicos, principales usuarios de la tecnología, pueden no tener la formación tecnológica necesaria para hacer frente a los problemas derivados del uso de sistemas instrumentados y requerir soporte técnico constante, lo cual limita también el uso de este tipo de herramientas. Este problema es incluso más acuciado en aquellas ocasiones que requieran que el sistema sea usado directamente por el paciente.

La evolución tecnológica ha propiciado la aparición de dispositivos de interacción de bajo coste con, cada vez, mejores características y que, potencialmente, facilitarían la integración clínica de estos sistemas. Los hallazgos obtenidos con plataformas de fuerza y sensores de profundidad de bajo coste son prometedores y sugieren que estos dispositivos podrían ser usados en la evaluación de la postura y la marcha con variable

validez. Sin embargo, y pese al creciente número de estudios centrados en el uso de dispositivos de bajo coste para la valoración, no existen estudios que hayan investigado la fiabilidad y validez de dichos dispositivos para una valoración exhaustiva y completa de la postura y la marcha humana. Los estudios existentes, por contra, se centran en pruebas específicas de la valoración posturográfica y de la marcha e incluyen un limitado número de sujetos, tanto sanos como con ictus. Además, las pruebas desarrolladas varían entre estudios y no se encuentran disponibles para otros investigadores, lo que dificulta la comparación y replicación de resultados.

## **1.6. Hipótesis y objetivos principales de la tesis**

### **1.6.1. Hipótesis**

La hipótesis principal de este trabajo es que dispositivos de bajo coste, como plataformas de fuerzas y sensores de profundidad, pueden proporcionar información válida para cuantificar y evaluar la postura y la marcha de sujetos que han sufrido un ictus.

Las hipótesis secundarias de este trabajo, derivadas de la hipótesis principal, son:

Primero, que es factible el desarrollo de una herramienta capaz de evaluar la postura humana mediante el uso de una plataforma de presión de bajo coste.

Segundo, que es factible el desarrollo de una herramienta capaz de evaluar la marcha humana mediante el uso de sensores de profundidad de bajo coste.

Tercero, que las herramientas desarrolladas y los dispositivos de bajo coste permiten determinar los patrones de normalidad de postura y marcha en una muestra de sujetos sanos divididos por rango de edad.

Cuarto, que la evaluación de la postura de sujetos con ictus mediante la herramienta desarrollada y una plataforma de fuerzas de bajo coste tiene validez y fiabilidad suficiente para motivar su uso clínico.

Finalmente, que la evaluación de la marcha de sujetos con ictus mediante la herramienta desarrollada y un sensor de profundidad de bajo coste tiene validez y fiabilidad suficiente para motivar su uso clínico.

### **1.6.2. Objetivos**

El objetivo principal de la presente tesis es, por tanto, el desarrollo y validación de una aplicación de valoración de la postura y la marcha mediante el uso de dispositivos de bajo coste, como plataformas de fuerzas y sensores de profundidad.

Los objetivos secundarios del presente trabajo, igualmente derivados del objetivo principal, son:

Primero, desarrollar una aplicación capaz de evaluar la postura mediante una plataforma de presión de bajo coste.

Segundo, desarrollar una aplicación capaz de evaluar la marcha humana mediante el uso de un sensor de profundidad de bajo coste.

Tercero, determinar los datos normativos de las pruebas del análisis de la postura mediante la herramienta desarrollada.

Cuarto, determinar los datos normativos de la prueba del análisis de la marcha mediante la herramienta desarrollada.

Quinto, crear una base de datos con los patrones de normalidad de las herramientas desarrolladas que permita comparar los resultados de sujetos con ictus con los no patológicos.

Sexto, determinar el protocolo más fiable para detectar las fases de la marcha durante la prueba de análisis de la marcha mediante la herramienta desarrollada y un sensor de profundidad de bajo coste.

Séptimo, determinar de la validez y fiabilidad de la herramienta de evaluación de la postura mediante en una muestra de sujetos con ictus.

Y, finalmente, determinar la validez y fiabilidad de la herramienta de evaluación de la marcha en una muestra de sujetos con ictus.

CAPÍTULO 2

# **Materiales**

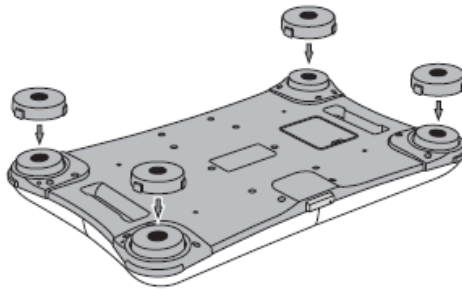
## 2.1. Instrumentación

A continuación, se describen los instrumentos de mayor relevancia utilizados en el presente trabajo.

### 2.1.1. Wii Balance Board

La Wii Balance Board pesa aproximadamente 3,5 kg, puede soportar hasta 280 kg de peso e incorpora tecnología *bluetooth*, lo cual le proporciona la capacidad de comunicación inalámbrica. El dispositivo posee cuatro sensores ubicados en los soportes de cada una de las cuatro esquinas de la plataforma. Estos sensores funcionan de forma conjunta para determinar la posición del centro de presión y, mediante éste, variaciones de la distribución del peso sobre ella.

Cada uno de los sensores posee un medidor de tensión, el cual consiste en un delgado cable eléctrico que recorre con cierto patrón un sustrato al que está unido (Figura 20). Cuando una fuerza es aplicada a dicho sustrato, el cable se deforma y se estira, de manera que su longitud aumenta y su área transversal disminuye, lo cual se traduce en un aumento en la resistencia. El dispositivo aplica tensión de manera constante al sustrato, de manera que, al aumentar el peso sobre la plataforma, la corriente disminuye al aumentar la resistencia. La plataforma detecta los cambios de resistencia a partir de la corriente medida por la ley de Ohm, mediante los cuales es posible inferir el peso aplicado a la plataforma.



*Figura 20. Sensores Wii Balance Board*

Las medidas en los sensores varían dependiendo de la distribución del peso sobre la plataforma. La deformación en la plataforma es casi imperceptible para el ojo humano, dado que unos 100 kg producirían menos de

un milímetro de cambio en la superficie. Sin embargo, los sensores incorporados tienen una alta precisión y pueden detectar cambios de decenas de gramos [147].

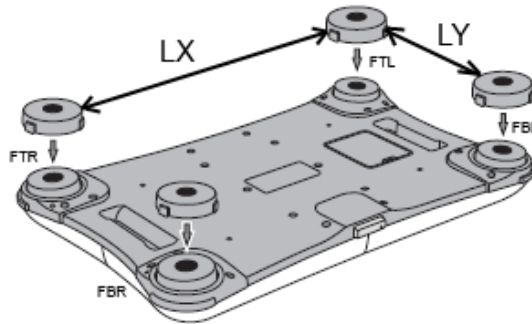
Es posible calcular la posición del CDP utilizando los valores de fuerza reportados por los cuatro sensores de la Wii Balance Board. En este caso, las coordenadas para los ejes X e Y se obtienen por separado:

$$X_{COP} = \frac{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})}{F} \cdot \frac{L_x}{2} \quad (3)$$

$$Y_{COP} = \frac{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})}{F} \cdot \frac{L_y}{2} \quad (4)$$

$$F = F_{TR} + F_{BR} + F_{TL} + F_{BL} \quad (5)$$

, donde  $X_{COP}$  es la coordenada del CDP en el eje X en centímetros;  $Y_{COP}$  es la coordenada del CDP en el eje Y en centímetros;  $F$  es la fuerza total aplicada a la Wii Balance Board en Newtons;  $F_{TR}$  es la fuerza reportada por el sensor superior derecho en Newtons;  $F_{BR}$  es la fuerza reportada por el sensor inferior derecho en Newtons;  $F_{BL}$  es la fuerza reportada por el sensor inferior izquierdo en Newtons;  $F_{TL}$  es la fuerza reportada por el sensor superior izquierdo en Newtons;  $L_x$  es la distancia en el eje X entre los sensores de la Wii Balance Board en centímetros; y  $L_y$  es la distancia en el eje Y entre los sensores de la Wii Balance Board en centímetros.



*Figura 21. Posición de los factores para la realización de los cálculos*

Los términos  $L_x$  y  $L_y$  en la ecuación (3) y en la ecuación (4) corresponden a un factor de calibración entre los sensores para los ejes X y Y, respectivamente. Debido a la poca precisión con la que se puede medir la distancia

entre los sensores de manera física, existe una forma alternativa de calcular estos factores de calibración, la cual se describe a continuación.

$$CAL_x = \frac{X_{COP\_conocido} \cdot F}{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})} \quad (6)$$

$$CAL_y = \frac{Y_{COP\_conocido} \cdot F}{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})} \quad (7)$$

Dada esta relación, las ecuaciones (3) y (4) pueden expresarse como:

$$X_{COP} = \frac{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})}{F} \cdot CAL_x \quad (8)$$

$$Y_{COP} = \frac{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})}{F} \cdot CAL_y \quad (9)$$

### 2.1.2. Kinect v2

Kinect v2 es un dispositivo que integra una cámara RGB, un sensor de profundidad, un sensor de infrarrojos y un conjunto de micrófonos dispuestos en el mismo eje. El dispositivo es capaz de reconocer una silueta humana sobre un fondo, identificar la posición de las principales articulaciones de la misma, e integrarlas en un mundo virtual tridimensional (Figura 22). Inicialmente el dispositivo fue pensado para facilitar la interacción con videojuegos mediante movimientos corporales, si bien ha suscitado un creciente interés en áreas como la medicina y la rehabilitación.



*Figura 22. Kinect for Windows v2 y sus adaptadores para conexión al PC.*

La primera versión de Kinect usa luz infrarroja estructurada para obtener información de profundidad de una escena y así obtener una representación 3D de la misma. El dispositivo envía un patrón de puntos y detecta



variaciones en la reflexión del mismo, las cuales son provocadas por objetos físicos situados en la escena. Mediante fotogrametría, es posible determinar la distancia en el espacio 3D de cada píxel de la cámara. Kinect v2, en cambio, utiliza otra tecnología, conocida como *time-of-flight*, para obtener la información de profundidad con una mayor resolución y precisión. Explicado de manera simplificada, el método se basa en el tiempo que tarda una la luz emitida en reflejarse en un objeto para, dado que la velocidad de la luz es constante, calcular la distancia a la superficie de los objetos. Sin embargo, esta tecnología, por sí sola, no es capaz de proporcionar un mapa de profundidad completo. Para lograrlo, Kinect v2 utiliza una cámara matricial avanzada, capaz de enviar una nube de puntos muy densa y obtener una imagen 3D con una alta precisión [148,149].

Kinect v2 es capaz de reconocer un total de 25 puntos característicos de la anatomía humana gracias a su kit de desarrollo de *software* (Figura 23). Para realizar este reconocimiento, Kinect v2 analiza la imagen 3D obtenida y segmenta los cuerpos humanos, es decir, identifica cuerpos humanos y los aísla del resto de la imagen (muebles, animales, etc.). Una vez tiene identificados los cuerpos, utiliza inteligencia artificial para obtener los puntos característicos en función de la imagen corporal obtenida. El sistema de inteligencia artificial de Kinect v2 ha sido entrenado para reconocer las partes corporales de un cuerpo humano [150].

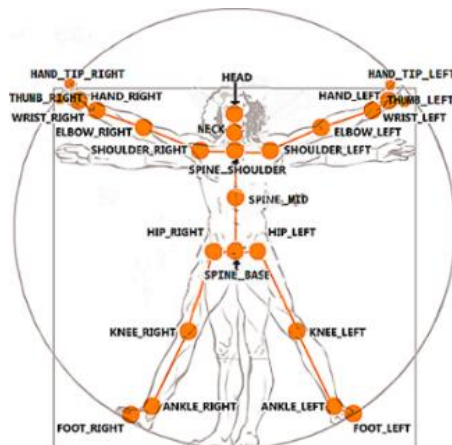


Figura 23. Articulaciones obtenidas por Kinect v2

En la Tabla 5 se describen las principales características del dispositivo.

<b>Característica</b>	<b>Descripción</b>
<i>Seguimiento corporal</i>	La fidelidad de la cámara de profundidad y el <i>software</i> de Kinect v2 permite realizar el seguimiento corporal a partir de 25 puntos característicos. Kinect v2 es capaz de realizar el seguimiento de hasta seis usuarios completos.
<i>Sensor de profundidad</i>	El sensor de profundidad tiene una resolución de 512 x 424 píxeles, una frecuencia de muestreo de 30 Hz, un campo de visión de 70° horizontales y 60° verticales, y un rango de funcionamiento de 0,5 a 4,5 metros. El sensor funciona en el rango de los infrarrojos, lo cual permite su funcionamiento en condiciones mínimas de luz e independientemente de la intensidad de la misma
<i>Cámara RGB</i>	La cámara RGB permite el registro de vídeos con una resolución de 1080p a 30 Hz (15 Hz con poca luz).
<i>Características físicas</i>	Kinect v2 tiene unas dimensiones de 24,9 cm x 6,6 cm x 6,7 cm (la longitud del cable es 2,9 m) y un peso aproximado de 1,4 kg.
<i>Array de micrófonos</i>	El sistema también incorpora cuatro micrófonos para capturar sonido, grabar audio y buscar la ubicación de la fuente de sonido y la dirección de la onda de audio.

*Tabla 5. Características de Kinect v2*

### **2.1.3. Sistema NedSVE/IBV**

El sistema NedSVE/IBV (IBV, Valencia, España) es sistema posturográfico comercial desarrollado y comercializado por el Instituto de Biomecánica de Valencia<sup>3</sup> (Figura 24). Desde el punto de vista del *hardware*, el sistema consta de: a) una plataforma dinamométrica Dinascan/IBV de 600x370 mm de área activa y 100 mm de altura con un peso de 25 kg; b) una tarima y estructura mecánica para el alojamiento de la plataforma, con unas medidas aproximadas de 3,5 x 1,5 m; c) una pantalla plana de altura regulable, integrada en la estructura mecánica; d) una barrera doble de fotocélulas, integrada en la estructura mecánica, para el registro de la velocidad de marcha; e) un ordenador, mesa e impresora color para el registro y análisis de los datos; y f) accesorios para la realización de las pruebas de valoración (tallímetro, colchoneta de gomaespuma y juegos de arneses).

<sup>3</sup> El sistema NedSVE/IBV es utilizado en el Estudio 2. Validez, fiabilidad y sensibilidad de la herramienta de valoración de la postura en sujetos con .



*Figura 24. Sistema NedSVE/IBV*

La aplicación *software* asociada al sistema NedSVE/IBV incorpora distintas pruebas y proporciona un índice global de equilibrio, diferenciando el funcionamiento en el eje antero-posterior y en el medio-lateral. Además, ofrece un análisis de la integración sensorial, que puede evidenciar el origen de la patología que afecta al paciente.

La posturografía estudia y mide el comportamiento de un sujeto de pie en condiciones de apoyo estable frente a situaciones de desestabilización, así como durante movimientos activos (andando o dando pasos). La valoración del equilibrio en condiciones de apoyo estable se conoce como posturografía estática, ya que los pies del sujeto permanecen inmóviles. En las pruebas de posturografía estática se registran las variaciones del CDP de un sujeto situado sobre una plataforma dinamométrica, lo cual permite proporcionar información de la trayectoria recorrida por el CDP a lo largo del tiempo, la forma de la superficie descrita, la posición media del CDP, así como la regularidad, la frecuencia y la amplitud de la señal registrada. La valoración del equilibrio durante movimientos activos se conoce como posturografía dinámica. En estas pruebas se mueve, bien el sujeto por propia voluntad y sin desplazarse sobre una superficie estable, o bien la superficie sobre la que reposa el sujeto, la cual oscila de una manera controlada, lo que permite estudiar los efectos de compensación ejercidos.

El sistema NedSVE/IBV combina pruebas de posturografía estática con pruebas dinámicas basadas en el análisis de marcha. Las pruebas relacionadas con el equilibrio estático se describen en la Tabla 6.

<b>Prueba</b>	<b>Objetivo</b>
<i>Test de Romberg con los ojos abiertos</i>	Mantener una postura erguida con los ojos abiertos durante 30 segundos sobre la plataforma con la mirada fija en una pared situada a 2,5 metros de distancia. Representa una situación habitual en la vida diaria en la que el sujeto dispone de las tres aferencias sensoriales, correspondientes a la visión, propiocepción e información vestibular, para mantener el equilibrio.
<i>Test de Romberg con los ojos cerrados</i>	Mantener una postura erguida con los ojos cerrados durante 30 segundos sobre la plataforma. Al eliminar la visión, el sujeto debe mantenerse en equilibrio basándose en la información propioceptiva y vestibular.
<i>Test de Romberg con los ojos abiertos y gomaespuma</i>	Mantener una postura erguida con los ojos abiertos durante 30 segundos sobre la plataforma con la mirada fija en una pared situada a 2,5 metros de distancia, de pie sobre una superficie de gomaespuma de 9 centímetros de espesor y 56,7 kg/m <sup>3</sup> de densidad y una resistencia a la penetración al 25% de 246 N11. La gomaespuma produce inestabilidad por alteración de los sensores propioceptivos del tobillo, por lo que el sujeto debe apoyarse, principalmente, en su visión y sistema vestibular.
<i>Test de Romberg con los ojos cerrados y gomaespuma</i>	Mantener una postura erguida con los ojos cerrados durante 30 segundos sobre la plataforma añadiendo una superficie de gomaespuma. Al eliminar la visión y distorsionar la propiocepción, el sujeto debe basar su equilibrio en su aferencia vestibular.
<i>Límites de estabilidad</i>	La prueba del análisis de los límites de estabilidad cuantifica la distancia máxima que el sujeto puede desplazar su CDP manteniendo la base de sustentación, así como las características del movimiento de éste. La medida consta de ocho pruebas, cada una de ellas con una duración de 8 segundos, en las que el sujeto debe desplazar su CDP hacia 8 direcciones distintas del espacio. La prueba proporciona información visual del CDP y de las direcciones sobre las que se debe desplazar el mismo, así como de un objetivo a alcanzar en cada dirección.
<i>Control rítmico direccional</i>	La prueba del análisis del control rítmico y direccional se fundamenta en el seguimiento voluntario de una diana móvil situada sobre la pantalla. Esta prueba describe las características del movimiento asociadas a la habilidad que posee el paciente para modificar su posición espacial de derecha a izquierda y de delante hacia atrás de una manera rítmica.

*Tabla 6. Pruebas usadas con la plataforma del IBV*

Mediante esta serie de pruebas es posible cuantificar el estado funcional del equilibrio de un paciente y compararlo con el de una muestra representativa de población sana previamente registrada y segmentada por edad. En este sentido, el sistema NedSVE/IBV proporciona, además de valores absolutos, porcentajes de desviación respecto a la normalidad, de forma que resultados distintos al 100% reflejan discrepancias respecto a los valores obtenidos por una muestra de individuos de edad comparable. La valoración posturográfica no proporciona un diagnóstico etiológico ni la localización anatómica precisa de una lesión, pero pone de manifiesto la deficiencia y determina la estrategia de compensación del paciente. Permite evaluar la importancia y la gravedad de la repercusión de trastornos del equilibrio en la vida diaria del sujeto. Además, puede orientar el tipo de tratamiento a administrar y evaluar su eficacia.

## **2.2. Aplicaciones informáticas**

A continuación, se describen las herramientas *software* utilizadas para el desarrollo de las aplicaciones de valoración de la postura y marcha humana, la base de datos con los patrones de normalidad de las herramientas desarrolladas, y para el análisis de los datos.

### **2.2.1. Programación web**

La aplicación web se realizó usando Active Server Pages (ASP), una tecnología creada por Microsoft, destinada a la creación de sitios web. ASP no es un lenguaje de programación en sí mismo, sino un marco sobre el que construir aplicaciones basadas en Internet. En concreto, la aplicación web se programó en Visual Basic usando Microsoft Visual Studio 2010 (Microsoft, Redmond, WA), y se implementaron hojas de estilo propias (CSS) y los comandos JavaScript necesarios.

El uso de ASP permitió acceder a bases de datos (consultas, actualizaciones, etc.) de una forma sencilla y rápida desde prácticamente cualquier plataforma, simplemente proporcionando un driver OLEDB u ODBC. Se optó por utilizar el programa Microsoft SQL Server 2014 (Microsoft, Redmond, WA) para poder realizar una base de datos en la que se almacenarán todos los datos recogidos por la aplicación web. Microsoft SQL Server es un sistema para la gestión de bases de datos producido basado en el modelo relacional. Con este sistema se diseñó la base de datos en la que se almacena y extrae la información necesaria para las aplicaciones de valoración de la postura y marcha humana desarrolladas. Para evitar problemas de seguridad, los test desarrollados guardan la información obtenida mediante archivos PHP (Zend Technologies Ltd, Cupertino, CA). Estos archivos se alojan en el servidor y son ejecutados mediante XAMPP, un paquete de *software* libre, que consiste principalmente en un servidor web Apache y de intérpretes para lenguajes como PHP.

Para poder utilizar la plataforma desarrollada fuera del entorno local, se instaló un servidor que habilitaba el acceso a través de internet. En este servidor fue necesario disponer de Windows Internet Information Server 7 (Microsoft, Redmond, WA) y de un servidor de bases de datos SQL Server Management 2008. Internet Information Server 7 es un servicio que convierte un PC en un servidor web para Internet o una intranet.

Es decir, posibilita que en las máquinas que tienen este servicio instalado se puedan publicar páginas web tanto local como remotamente.

### **2.2.2. Entornos virtuales**

Los entornos virtuales de la aplicación posturográfica se desarrollaron usando el motor gráfico Conitec Gamestudio (Dieburg, Germany). Los entornos virtuales para la aplicación de marcha fueron desarrollados en Unity 3D (Unity Technologies, San Francisco, CA). Unity es un motor gráfico multiplataforma utilizando tecnologías OpenGL (Silicon Graphics International, CA, EE. UU.) y DirectX (Microsoft, Redmond, WA) para las compilaciones en Windows. Este motor gráfico ha ido adquiriendo un mayor peso en la comunidad de desarrolladores debido a su creciente uso para programación de juegos y realidad virtual.

Para lanzar los test, primeramente, la herramienta de posturografía usaba un *applet* firmado JAVA (Oracle, Redwood Shores, CA) para ejecutar una aplicación lanzadora, programada en C++ e instalada localmente en un PC con sistema operativo Windows. El lanzador iniciaba un sistema de comunicación con la Wii Balance Board, registraba la información capturada por la plataforma y la enviaba a la aplicación de valoración desarrollada. Tras cada sesión, el lanzador actualizaba los resultados de la aplicación en la base de datos. Sin embargo, durante el desarrollo de la presente tesis se limitó la capacidad de los navegadores tradicionales a ejecutar programas en local a través de JAVA por motivos de seguridad. Por ello, se desarrolló un navegador web propio basado en tecnología Qt (Qt Development Frameworks, Oslo, Noruega) en lenguaje C++, que permitió lanzar los ejercicios en el ordenador local de cualquier servicio o clínica donde se reclutaron participantes.

### **2.2.3. Análisis de los datos**

Los análisis estadísticos se realizaron mediante SPSS versión 20 (IBM, Armonk, NY) o Matlab R2013b (MathWorks, Natick, MA).

CAPÍTULO 3

# **Aplicaciones desarrolladas**



### **3.1. Herramienta de valoración de la postura**

Se programó una herramienta de valoración posturográfica, la cual utilizó la Wii Balance Board como plataforma de presión para detectar el CDP. La herramienta de valoración de posturografía se dividió en tres test, correspondientes a las tres pruebas de las que consta la herramienta: el test clínico modificado de interacción sensorial en el equilibrio o *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* (mCTSIB), una versión simplificada del test de organización sensorial; el test de los límites de estabilidad o *Limits of Stability* (LOS); y el test de variación rítmica de la distribución del peso o *Rhythmic Weight Shift* (RWS). La herramienta posturográfica permite, no sólo registrar el comportamiento de los usuarios en las pruebas, sino comparar los resultados obtenidos por el usuario con aquéllos obtenidos por una muestra de sujetos sanos, lo que suele conocerse como datos normativos, norma o patrón de normalidad. Además, se provee de una plantilla que permite posicionar los pies de manera idéntica para todos los participantes.

Para llevar a cabo la funcionalidad requerida se desarrolló una aplicación web que guía a los usuarios durante la valoración. Esta aplicación lanza las aplicaciones locales correspondientes a cada prueba, las cuales muestran los estímulos visuales y auditivos específicos de la exploración, registran los datos recogidos por la Wii Balance Board y los almacenan en una base de datos (Figura 25).

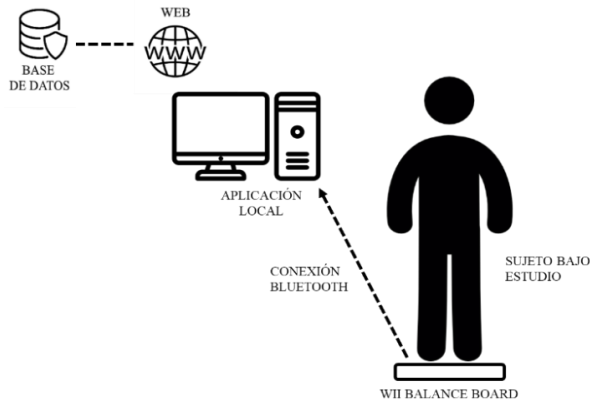


Figura 25. Diagrama de interacción con la plataforma de posturografía.

Además, puesto que la conexión de la Wii Balance Board con un ordenador puede resultar un proceso complejo y propenso a errores, especialmente para personal clínico, se desarrolló una aplicación dedicada para realizar esta conexión de manera fácil y transparente (ver Anexo II. Guía de conexión con la Wii Balance Board)

A continuación, se describe la base de datos y el flujo de la valoración desarrollada.

### 3.1.1. Base de datos

La base de datos tiene almacenados los valores normativos de cada una de las pruebas. En concreto, almacena la media y desviación típica de los resultados de cada prueba obtenidos por una muestra de sujetos sanos, divididos en 7 rangos de edad (ver sección 4.1). De esta manera, la herramienta permite comparar los resultados obtenidos por el usuario con los obtenidos por una muestra de sujetos sanos de edad comparable. La Figura 26 describe de manera gráfica la relación existente entre la aplicación web (parte superior de la figura) y sus pantallas (indicadas con rectángulos), los test desarrollados (indicados con un símbolo circular) y la base de datos (parte inferior de la figura) con sus tablas (indicadas con dos rectángulos). La interacción entre pantallas está representada con una línea sólida y la interacción entre pantallas y tablas de la base de datos mediante una línea punteada.

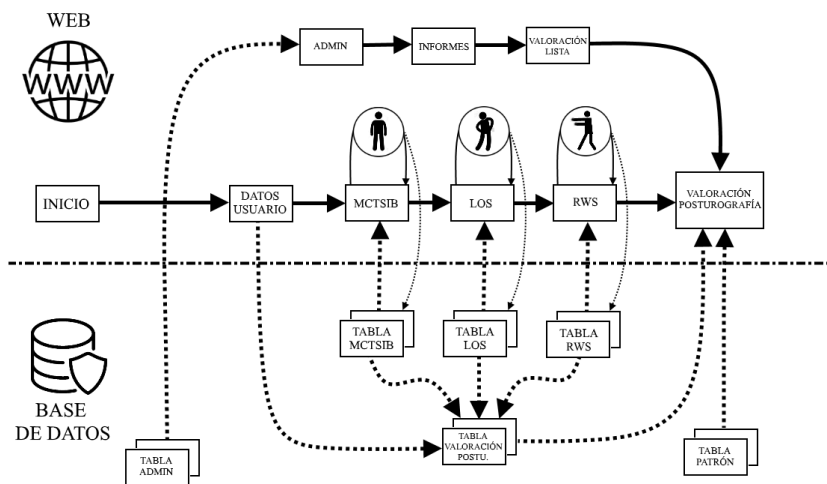


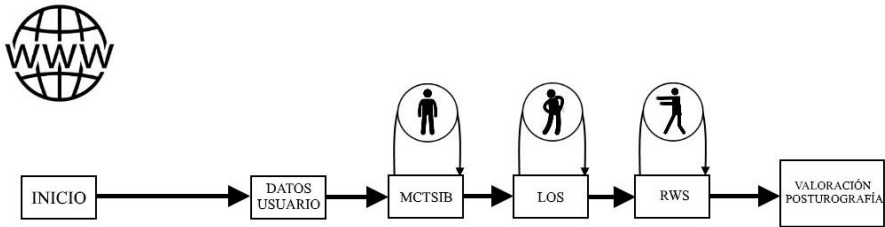
Figura 26. Diagrama de la web y base de datos de la herramienta de valoración de la postura

Desde la pantalla de inicio se avanza a la pantalla ‘datos de usuario’, donde deben introducirse los datos personales que serán almacenados en la tabla ‘valoración posturográfica’ como una nueva valoración a realizar. Una vez se avanza a la pantalla ‘mCTSIB’, es posible lanzar el ejercicio tantas veces como se desee. Los datos de ese test se almacenarán en la tabla ‘mCTSIB’. Posteriormente, en la siguiente pantalla, es posible realizar el test límites de estabilidad, cuyos datos serán almacenados en la tabla ‘LOS’. Seguidamente, es posible avanzar a la pantalla del test *Rhythmic Weight Shift*, donde es posible lanzar el ejercicio de variación rítmica del peso y cuyos datos se almacenarán en la tabla ‘RWS’. Por último, se permite visualizar los resultados de la valoración completa gracias a las tablas de cada uno de los ejercicios, cuyos datos en media son trasladados a la tabla ‘valoración posturográfica’, y comparados con los datos normativos. Los datos normativos están almacenados en la tabla ‘patrón’.

Además, es posible acceder a un flujo administrador de la herramienta a través de la pantalla ‘admin’. Utilizando los datos de acceso, guardados en la tabla ‘admin’, es posible acceder a las pantallas ‘informes’ y ‘valoración lista’ y poder visualizar valoraciones anteriores.

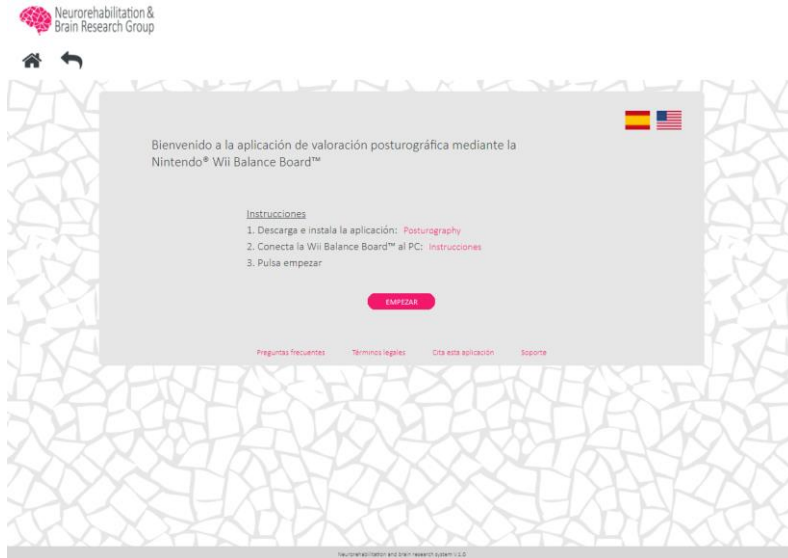
### 3.1.2. Funcionamiento

A continuación, se explica el funcionamiento y flujo de interacción con la herramienta de valoración del equilibrio. Como se puede observar en la Figura 27, el flujo de las pantallas que seguiría un usuario de la plataforma sería el siguiente: 1. Inicio, 2. Datos usuarios, 3. MCTSIB, 4. LOS, 5. RWS y 6. Valoración posturográfica.



*Figura 27. Diagrama de flujo web.*

Como se ha comentado previamente, una aplicación web guía al usuario durante el proceso de valoración. El inicio de la valoración corresponde con una página de inicio en la que se proporciona información de los pasos a seguir para poder ejecutar la aplicación (Figura 28). Esta página describe qué se debe descargar y cómo conectar la Wii Balance Board a su terminal. También permite cambiar el lenguaje entre inglés y castellano, lo cual afectaría a toda la valoración, y describe términos de uso de la aplicación y el contacto para obtener soporte.



*Figura 28. Página de inicio de la herramienta de valoración posturográfica*

Al empezar una nueva valoración, en primer lugar, la herramienta permite la introducción de los datos personales del sujeto bajo estudio (Figura 29). Cabe destacar que algunos de estos datos son necesarios para llevar a cabo la valoración. En concreto, se debe introducir de manera obligatoria el nombre, fecha de nacimiento, peso, altura, sexo y patología del sujeto para poder comenzar la valoración. Cuando se han rellenado estos campos es posible comenzar la valoración.<sup>4</sup>

---

<sup>4</sup> Al comenzar la valoración, los datos insertados en los campos anteriormente mencionados se guardan en la tabla 'valoración\_plataforma', y se crea una nueva valoración, la cual dispone de un identificador único.

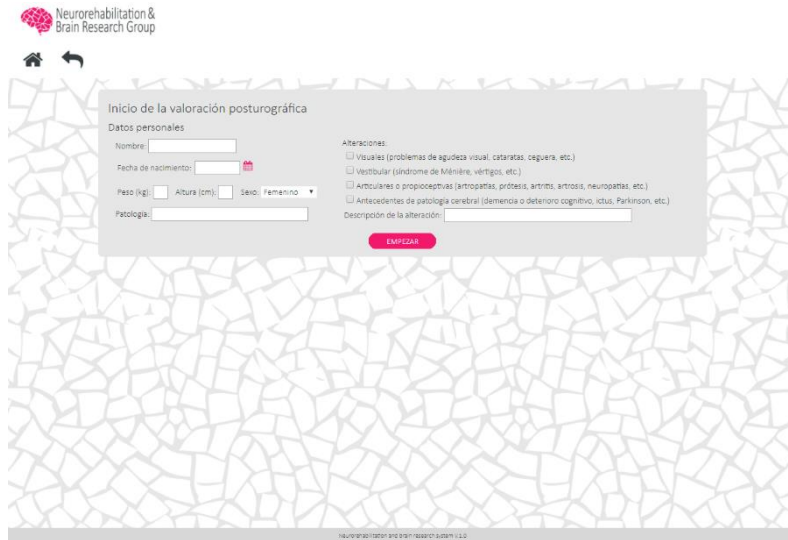


Figura 29. Página de introducción de datos personales

Una vez creada la nueva valoración, la herramienta permite realizar el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, el cual consta, como se ha comentado anteriormente, de la realización de la misma prueba bajo cuatro condiciones sensoriales distintas (Figura 30). La herramienta permite investigar cada condición por separado, y realizar cada prueba el número de veces o repeticiones que se desee. Si la condición permite tener los ojos abiertos, la herramienta muestra un entorno virtual consistente en un punto central sobre un fondo negro en el centro de la pantalla. Si, de lo contrario, la realización de la prueba requiere mantener los ojos cerrados, la herramienta muestra un entorno virtual consistente en un fondo completamente negro. En ambos casos, el entorno proporciona un sonido cuando empieza y acaba la prueba. Tras la realización de cada repetición, la herramienta calcula y muestra los parámetros de la misma y permite validarlos o rechazarlos. Si los resultados son validados, la herramienta muestra la media de los resultados obtenidos en la prueba en las distintas repeticiones (Figura 30)<sup>5</sup>. Si, en cambio, los resultados son rechazados, se eliminan. Cabe destacar que, pese a que la herramienta permite realizar cualquier número de repeticiones, son necesarias un mínimo de tres repeticiones de cada condición para poder obtener resultados fiables en esta

<sup>5</sup> Cuando los datos son validados, los resultados se guardan en la tabla 'mCTSIB' de la base de datos.

prueba. La herramienta permite continuar con la valoración posturográfica, lo cual guarda los datos, u omitir la prueba, lo cual descarta la presente prueba.

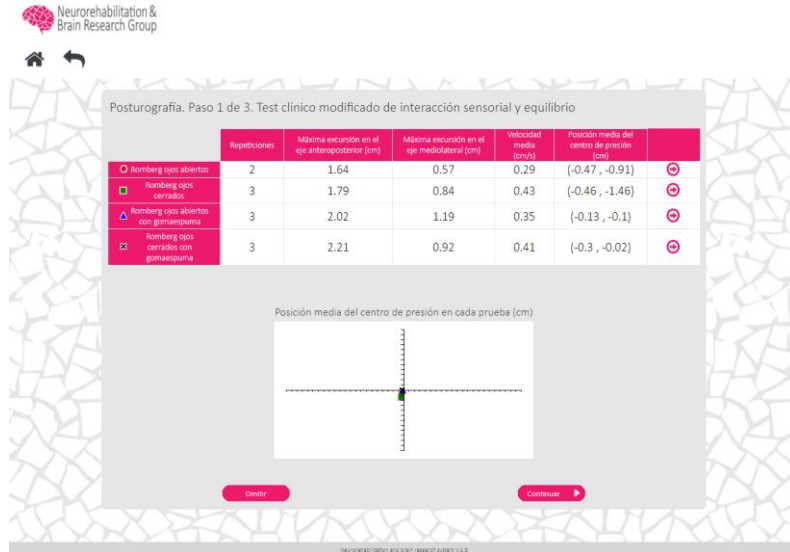


Figura 30. Página de lanzamiento y resultados del test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*.

La siguiente pantalla corresponde a la valoración de los límites de estabilidad (Figura 31). La herramienta permite lanzar la prueba, lo cual muestra un entorno virtual consistente en 8 ejes separados una distancia angular de 45°, sobre los cuales se superpone un objetivo, representado por un punto rojo, que los usuarios deben alcanzar con su CDP, el cual, a su vez, está representado por una mirilla (Figura 32). Una vez finalizada la prueba, la herramienta obtiene y muestra el tiempo de reacción, la excursión máxima y el control direccional en cada dirección.<sup>6</sup> El tiempo de reacción representa el tiempo desde la indicación de movimiento hasta el inicio del mismo. La máxima excursión del CDP representa el desplazamiento máximo del CDP en cm. El control direccional representa el tiempo en que el usuario ha desplazado su CDP en dirección del objetivo con respecto al tiempo total. Análogamente a la prueba anterior, la herramienta permite

<sup>6</sup> Al finalizar la prueba, los resultados de la misma se guardan en la tabla 'LOS'.

omitir la prueba o continuar con la valoración. Cabe destacar que los valores de excursión máxima son necesarios en la prueba de control rítmico y direccional, por lo que omitir la prueba de los límites de estabilidad, conlleva la no realización de la prueba de control rítmico.

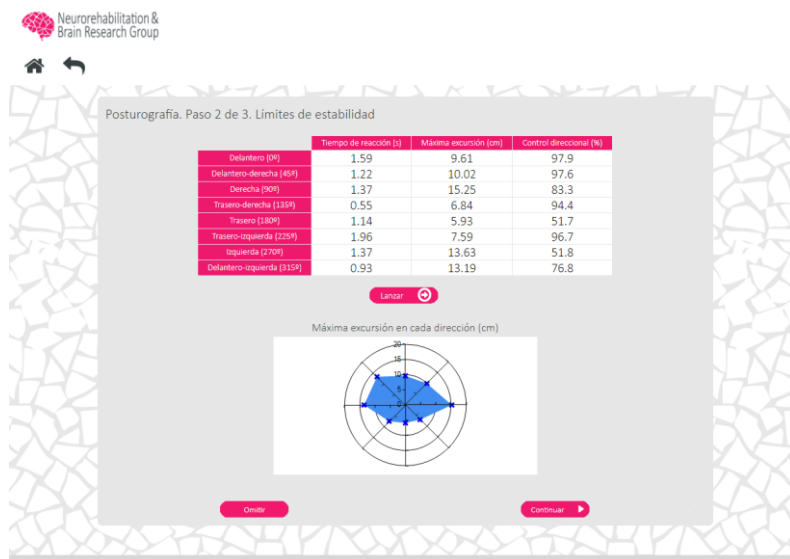


Figura 31. Página de lanzamiento y resultados del test límites de estabilidad

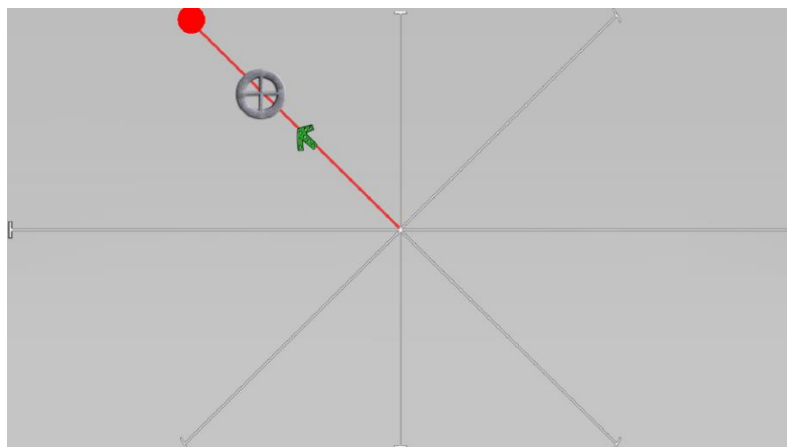
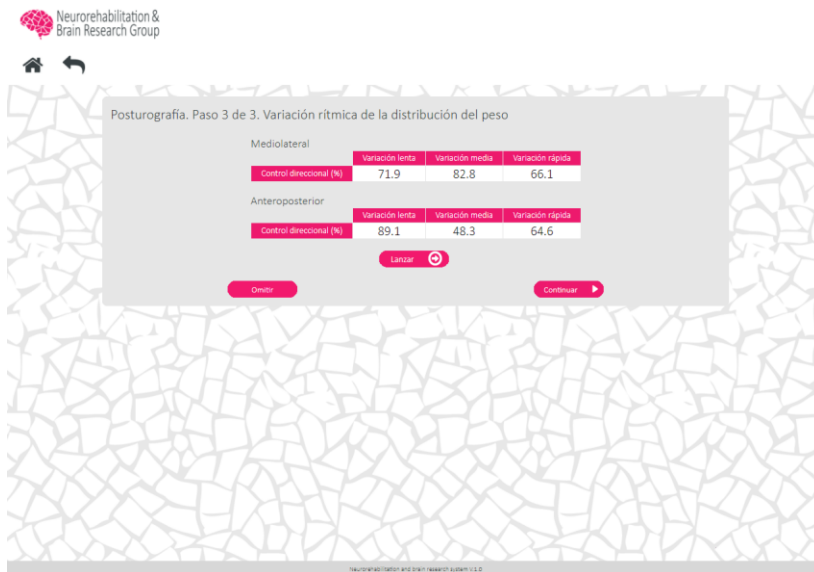


Figura 32. Entorno virtual del test límites de estabilidad

Tras la realización de la prueba de los límites de estabilidad, la herramienta permite la realización de la prueba de control rítmico y direccional (Figura

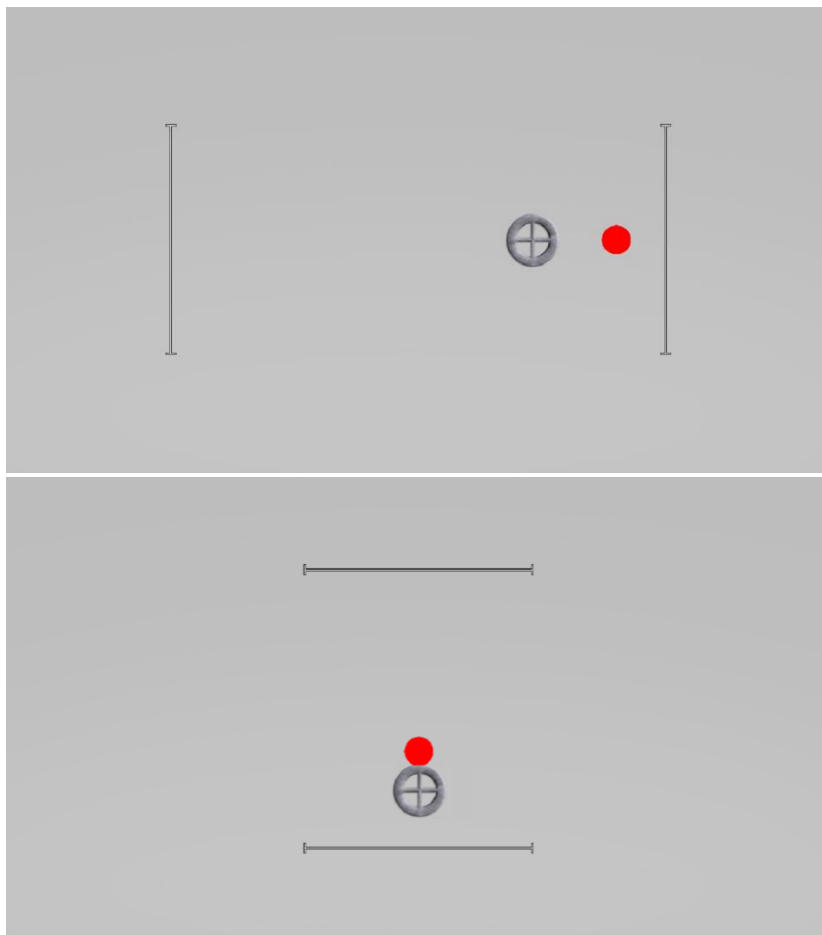


33). Como se ha comentado, esta prueba necesita los resultados de excusión máxima obtenidos en los límites de estabilidad en las direcciones superior, inferior, derecha e izquierda (Figura 34). Desde esta página, es posible lanzar la prueba, lo que muestra un entorno virtual consistente en un objetivo, consistente en el mismo punto rojo, que se desplaza horizontalmente, primero, y verticalmente, a continuación, a tres velocidades distintas. El objetivo del ejercicio consiste en alcanzar el objetivo con el CDP, el cual es nuevamente representado por un objetivo. Una vez finalizada la prueba, la herramienta obtiene y muestra el control direccional para cada dirección y velocidad<sup>7</sup>.



*Figura 33. Página de lanzamiento y resultados del test Rhythmic Weight Shift*

<sup>7</sup> Al finalizar la prueba, los resultados de la misma se guardan en la tabla 'RWS'.



*Figura 34. Entorno virtual del test Rythmic Weight Shift*

Tras la realización de las tres pruebas, la herramienta conduce a una página final, en la que se proporciona una visión global de los resultados obtenidos en todas las pruebas (Figura 35)<sup>8</sup>. La herramienta proporciona los valores absolutos obtenidos y también los percentiles y desviación respecto a la normalidad. En concreto, la herramienta indica si los resultados son

---

<sup>8</sup> Los resultados obtenidos en todas las pruebas y las características demográficas y clínicas del usuario se guardan en la tabla 'valoracionplataforma'. La página final, como se muestra en la Figura 26, accede a esta tabla y también a la tabla 'patron', de la cual se obtienen los valores normalizados en las pruebas realizadas por una muestra de edad comparable a la del usuario.

normales, alterados o muy alterados. Además, la herramienta permite exportar los resultados a un archivo para su almacenamiento.



Informe de la valoración posturográfica

Datos personales

Nombre: Prueba PFC  
 Fecha de nacimiento: 11/01/1991  
 Peso (kg): 77 Altura (cm): 175 Sexo:  ♀  ♂  
 Patología:

Alteraciones:

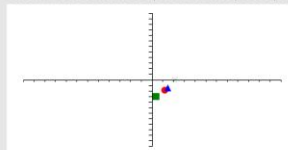
- Visuales (problemas de agudeza visual, cataratas, ceguera, etc.)
  - Vestibular (síndrome de Ménière, vértigos, etc.)
  - Articulares o propioceptivas (artropatías, prótesis, artritis, artrosis, neuropatías, etc.)
  - Antecedentes de patología cerebral (demencia o deterioro cognitivo, ictus, Parkinson, etc.)
- Descripción de la alteración:

Resultados (en comparación con individuos sanos de 20 a 29 años). Valores sanos: percentiles > 16

Test clínico modificado de interacción sensorial y equilibrio

	Repeticiones	Máxima excursión en el eje anteroposterior (cm)	Máxima excursión en el eje mediolateral (cm)	Velocidad media (cm/s)	Posición media del centro de presión (cm)
<input checked="" type="radio"/> Romberg ojos abiertos	3	2.52 (Percentil 8) <i>Alterado</i>	3.40 (Percentil 9) <i>Muy alterado</i>	0.56 (Percentil 9) <i>Muy alterado</i>	(1.17, -1.86)
<input checked="" type="checkbox"/> Romberg ojos cerrados	3	3.74 (Percentil 3) <i>Alterado</i>	1.92 (Percentil 50) No alterado	0.52 (Percentil 47) No alterado	(0.36, -3)
<input checked="" type="checkbox"/> Romberg ojos abiertos con gomasespuma	3	3.43 (Percentil 9) <i>Muy alterado</i>	4.99 (Percentil 9) <i>Muy alterado</i>	0.51 (Percentil 16) <i>Alterado</i>	(1.46, -1.44)
<input checked="" type="checkbox"/> Romberg ojos cerrados con gomasespuma	3	3.46 (Percentil 29) No alterado	4.49 (Percentil 9) <i>Muy alterado</i>	0.61 (Percentil 60) No alterado	(2.09, 0.01)

Posición media del centro de presión en cada prueba (cm)



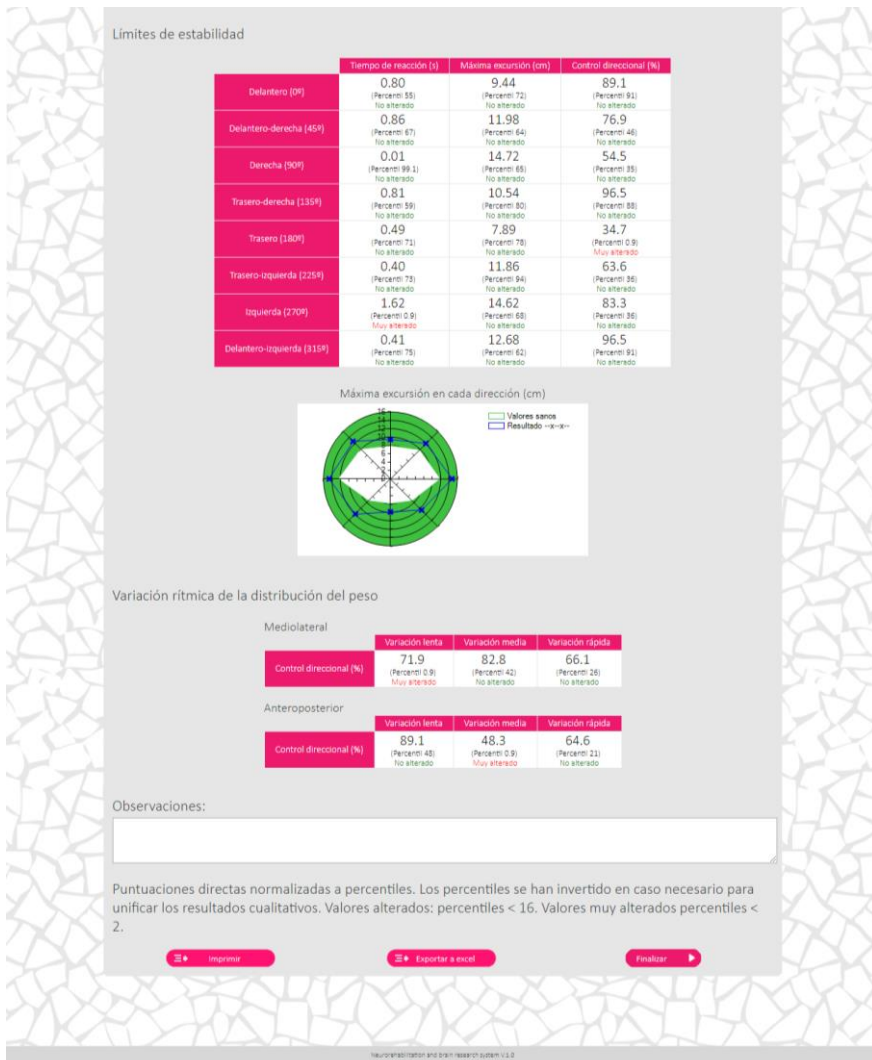
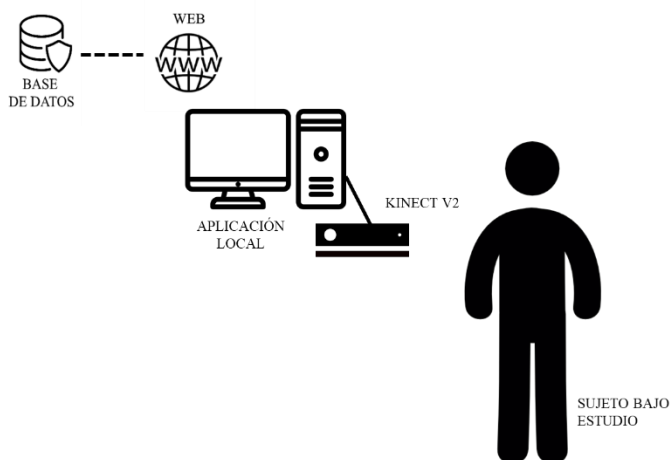


Figura 35. Ejemplo de valoración posturográfica

## 3.2. Herramienta de valoración de la marcha

Análogamente a la valoración de la postura, se desarrolló una herramienta de análisis de la marcha, en este caso, mediante el dispositivo Kinect for Windows v2. La herramienta de valoración de la marcha constó de una única prueba, la cual sólo requirió que el usuario caminara hacia la Kinect v2 desde una determinada distancia. La herramienta de valoración de la marcha permite, igualmente, comparar los resultados obtenidos por el usuario con aquéllos obtenidos por una muestra de sujetos sanos.

Para llevar a cabo la funcionalidad requerida se desarrolló también una aplicación web que guía a los usuarios durante la valoración. Esta aplicación lanza una aplicación local, la cual muestra el entorno virtual de la prueba, registra los datos recogidos por la Kinect v2 y los almacena en una base de datos (Figura 36).

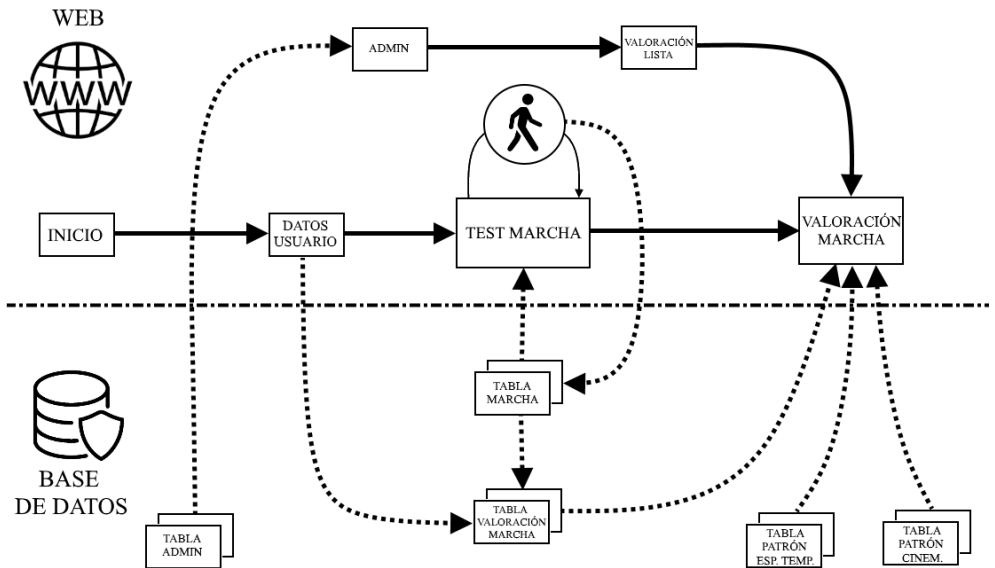


*Figura 36. Diagrama de interacción con la plataforma de análisis de la marcha.*

### 3.2.1. Base de datos

En la Figura 37 se representa la estructura de la aplicación desarrollada, que muestra la relación existente entre la aplicación web (parte superior de la figura) y sus pantallas (indicadas con rectángulos), el ejercicio de análisis de la marcha (indicado con un símbolo circular) y la base de datos (parte inferior de la figura) con sus tablas (indicadas con dobles rectángulos). La

interacción entre pantallas está representada con una línea sólida y la interacción entre pantallas y tablas de la base de datos mediante una línea punteada.



*Figura 37. Diagrama de la web y base de datos de la herramienta de valoración de la marcha*

Desde la pantalla de inicio se avanza a la pantalla de datos de usuario, donde deben introducirse los datos personales, que serán almacenados en la tabla 'valoración marcha' como una nueva valoración a realizar. Una vez se avanza a la pantalla de 'test marcha', es posible realizar el análisis tantas veces como se desee. Los datos de este análisis se almacenarán en la tabla 'marcha' y en la tabla 'valoración marcha' como la media de cada uno de los análisis realizados. Por último, es posible visualizar los resultados de la valoración completa cuyos resultados están en la tabla 'valoración marcha', y comparados con los datos normativos. Los datos normativos están almacenados en dos tablas, una en la que se encuentran los datos del patrón espaciotemporales y otra con los datos del patrón cinemáticos.

Además, es posible acceder a un flujo administrador de la herramienta a través de la pantalla 'admin'. Utilizando los datos de acceso, guardados en la tabla 'admin', podremos acceder a la pantalla 'valoración lista' y poder visualizar valoraciones anteriores.

### 3.2.2. Funcionamiento

A continuación, se explica el funcionamiento y flujo de interacción con la herramienta de valoración de la marcha, el cual es intencionalmente análogo al de la herramienta de valoración de la postura.

El inicio de la valoración corresponde, igualmente, con una página de inicio en la que se proporciona información de los pasos a seguir para poder ejecutar la aplicación (Figura 38).



*Figura 38. Página de inicio de la herramienta de valoración de la marcha*

Al empezar una nueva valoración, la herramienta dirige una pantalla donde introducir los datos personales del sujeto bajo estudio, análoga al de la herramienta de valoración posturográfica (Figura 29). Cuando se han rellenado estos campos es posible comenzar la valoración.<sup>9</sup> Para ello, la herramienta conduce a una pantalla donde se puede lanzar la prueba de valoración de la marcha y que, además, muestra los resultados promedios de todas las repeticiones que se hayan ejecutado de la prueba (Figura 39).

<sup>9</sup> Al comenzar la valoración, los datos insertados en los campos anteriormente mencionados se guardan en la tabla 'valoración\_marcha', y se crea una nueva valoración, la cual dispone de un identificador único.

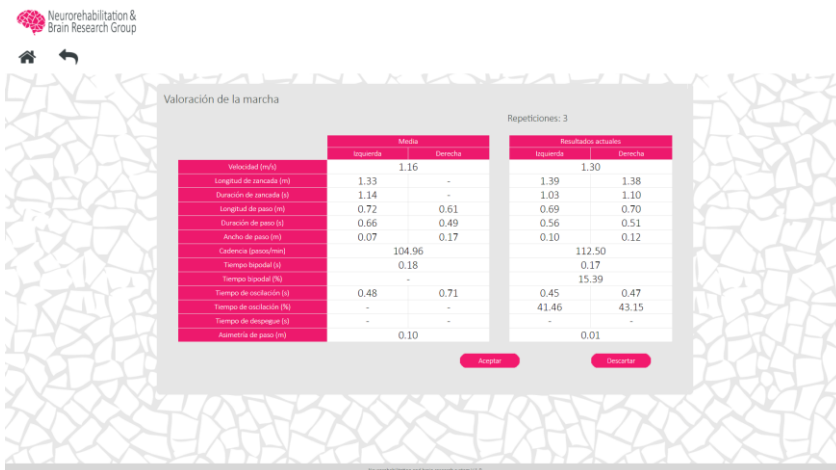
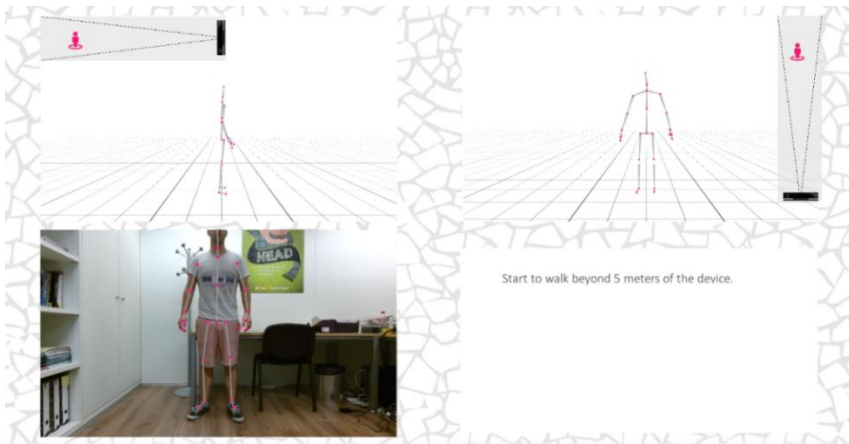


Figura 39. Página de lanzamiento y resultados preliminares de la prueba de valoración de la marcha

Al lanzar la prueba, la herramienta muestra un entorno virtual consistente en cuatro áreas de igual tamaño que cubren todo el espacio visual disponible (Figura 40). El área inferior izquierda muestra la información de vídeo que está siendo registrada por la cámara RGB de la Kinect v2, a la cual se le superpone el esqueleto calculado por ésta. Las dos áreas superiores muestran una vista sagital (área superior izquierda) y frontal (área superior derecha) del esqueleto. Junto con estas vistas se proporciona información de la posición del sujeto bajo estudio con respecto a Kinect v2. El área inferior derecha tiene una funcionalidad doble. En un primer lugar, proporciona instrucciones para realizar la prueba de valoración de la marcha, la cual consiste en andar hacia la Kinect v2 desde una distancia mínima de 5 m. Una vez realizada la prueba, éste área permite reproducir la ejecución de la misma pulsando un botón o desplazando un control deslizante, lo cual posibilita investigar con más detalle eventos concretos o detener la reproducción en un fotograma específico. Si no se detectan incidentes anómalos en la reproducción, como fallos en el seguimiento proporcionado por Kinect v2 o gestos no deseados del sujeto bajo estudio, la prueba se valida y la herramienta calcula los parámetros espaciotemporales de la marcha, los cuales se muestran junto con los resultados promedios obtenidos en repeticiones anteriores en la página de lanzamiento y resultados



preliminares, anteriormente descrita (Figura 39)<sup>10</sup>. Esto permite comprobar nuevamente la validez de los parámetros obtenidos en relación a resultados previos. De esta forma, las discrepancias encontradas podrían evidenciar fallos en el cálculo de parámetros o alteraciones en la ejecución de esa repetición, en particular. Si los resultados se validan, la herramienta actualiza los resultados promedios, teniendo en cuenta los obtenidos en la última repetición. La herramienta requiere, al menos, tres repeticiones de la prueba para obtener resultados fiables.



*Figura 40. Entorno virtual de la prueba de valoración de la marcha*

Una vez se han realizado todas las repeticiones necesarias, la herramienta conduce a una pantalla que muestra un informe final de la valoración (Figura 41)<sup>11</sup>. En esta pantalla se muestran los datos personales del participante, los valores promedios de los parámetros espaciotemporales de la marcha, tanto en valor absoluto como en percentil respecto a la normalidad, la variabilidad de los parámetros espaciotemporales durante las distintas repeticiones, y, finalmente, los parámetros cinemáticos obtenidos durante la prueba. La herramienta proporciona los parámetros cinemáti-

<sup>10</sup> Al finalizar cada repetición, los resultados se guardan en la tabla 'marcha'.

<sup>11</sup> Los resultados obtenidos en la prueba y las características demográficas y clínicas del usuario se guardan en la tabla 'valoracion\_marcha'. La página final, como se muestra en la Figura 37, accede a esta tabla y también a las tablas 'patron\_espaciotemporal' y 'patron\_cinematico', de la cual se obtienen los valores normalizados en las pruebas realizadas por una muestra de edad comparable a la del usuario.

cos de cada pierna por separado, representados con colores azul (izquierda) y rojo (derecha), y el rango de valores normales, representados por una franja de color verde, la cual se calcula a partir de la media de los resultados más la desviación típica como nivel superior y la media menos la desviación típica como nivel inferior. Los parámetros espaciotemporales y cinemáticos calculados en la valoración se definen en la Tabla 7.

<b>Parámetro</b>	<b>Descripción</b>
<i>Velocidad (m/s)</i>	Distancia recorrida por el participante en un ciclo de marcha dividido por el tiempo que ha tardado en recorrerlo.
<i>Longitud zancada (m)</i>	Distancia entre el apoyo del talón de un pie al siguiente apoyo contiguo del talón del mismo pie. Distancia medida entre dos apoyos consecutivos.
<i>Duración zancada (s)</i>	Tiempo en realizar una zancada
<i>Longitud paso (m)</i>	Distancia, medida en la dirección de progresión, entre el apoyo inicial de un pie al apoyo inicial del otro pie.
<i>Duración paso (s)</i>	Tiempo transcurrido en la consecución de un paso, equivalente a la suma del tiempo de oscilación de un pie más el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde con la etapa de despegue del otro pie.
<i>Ancho paso (m)</i>	Separación lateral entre los apoyos de ambos pies.
<i>Cadencia (pasos/min)</i>	Número de pasos dados por minuto.
<i>Duración apoyo bipodal (s)</i>	Tiempo durante el cual ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.
<i>Duración apoyo bipodal (%)</i>	Porcentaje sobre el total de un ciclo de marcha durante el cual ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.
<i>Tiempo de oscilación (s)</i>	Tiempo durante el cual el pie evaluado no se encuentra en contacto con el suelo, coincide con la duración del apoyo monopodal al pie contrario.
<i>Duración oscilación (%)</i>	Porcentaje sobre el total de un ciclo de marcha durante el cual el pie evaluado no se encuentra en contacto con el suelo, coincide con la duración del apoyo monopodal del pie contrario.
<i>Tiempo despegue (s)</i>	Tiempo desde que el miembro contralateral contacta con el suelo y el despegue del antepié.
<i>Asimetría de paso (m)</i>	Diferencia entre las longitudes de paso en un ciclo de marcha.
<i>Oblicuidad del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano frontal.
<i>Inclinación del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano sagital.
<i>Rotación del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano cenital.
<i>Oblicuidad de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano frontal.

<i>Inclinación de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano sagital.
<i>Rotación de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano cenital.
<i>Abducción-adducción de la cadera (°)</i>	Variación de la apertura de la cadera en el plano frontal.
<i>Flexión-extensión de la cadera (°)</i>	Posición de la flexión o extensión de la cadera durante el ciclo de la marcha.
<i>Valgus-varus de la rodilla (°)</i>	Variación de la apertura de rodillas en el plano frontal.
<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	Posición de la flexión o extensión de la rodilla durante el ciclo de la marcha.
<i>Variación en la altura de la cadera (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura de la cadera.
<i>Variación en la altura de la rodilla (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura de la rodilla.
<i>Variación en la altura del tobillo (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura del tobillo.

*Tabla 7. Parámetros espacio-temporales y cinemáticos evaluados por la aplicación de análisis de la marcha.*



Informe de la valoración posturográfica

Datos personales

Nombre: Prueba

Fecha de nacimiento: 11/01/1991

Peso (kg): 77 Altura (cm): 175 Sexo:  ♀  ♂

Patología: Ninguna

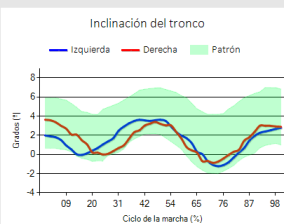
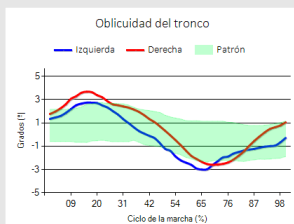
Alteraciones:

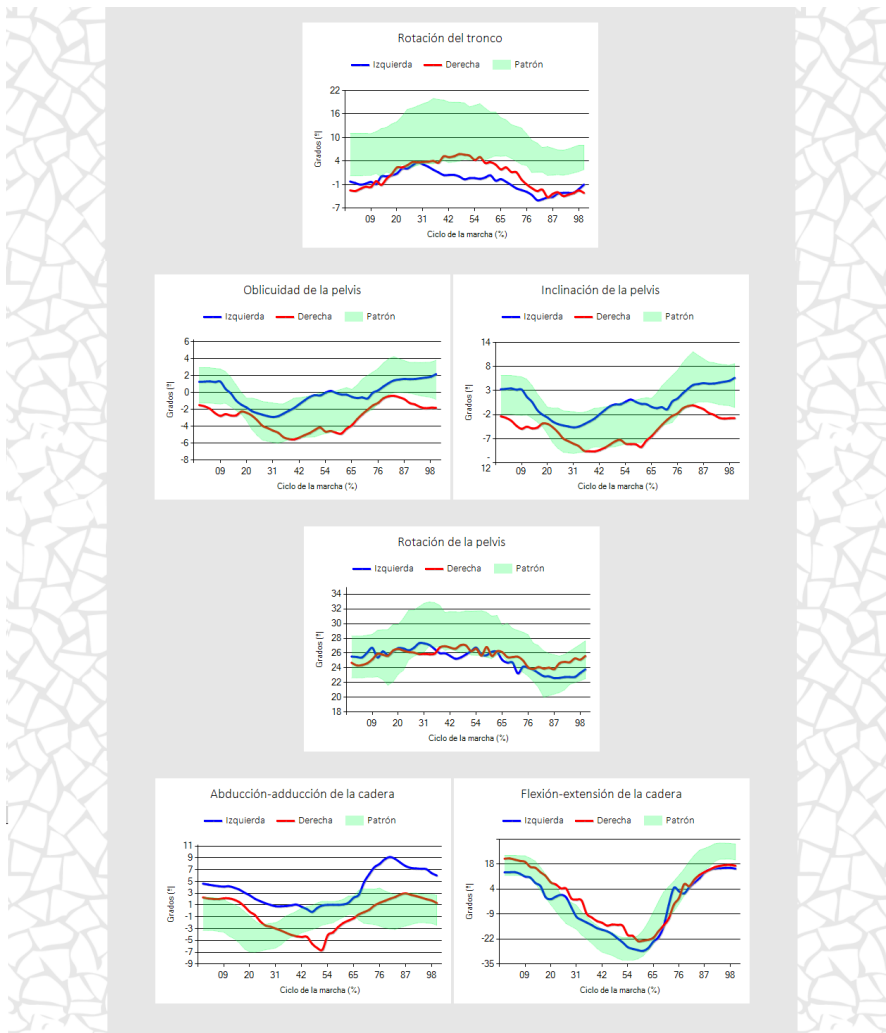
- Visuales (problemas de agudeza visual, cataratas, ceguera, etc.)
  - Vestibular (síndrome de Ménière, vértigos, etc.)
  - Articulares o propioceptivas (artropatías, prótesis, artritis, artrosis, neuropatías, etc.)
  - Antecedentes de patología cerebral (demencia o deterioro cognitivo, ictus, Parkinson, etc.)
- Descripción de la alteración:

Resultados (en comparación con individuos sanos de 20 a 29 años). Valores sanos: percentiles > 16

Repeticiones: 3

	Resultados		Variabilidad	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
Velocidad (m/s)	0,96 (Percentil 45)		0,15	
Longitud de zancada (m)	1,28 (Percentil 42)	1,36 (Percentil 44)	0,35	0,26
Duración de zancada (s)	1,32 (Percentil 48)	1,43 (Percentil 48)	0,41	0,17
Longitud de paso (m)	0,73 (Percentil 71)	0,57 (Percentil 73)	0,39	0,53
Duración de paso (s)	0,73 (Percentil 80)	0,61 (Percentil 80)	0,34	0,49
Ancho de paso (m)	0,11 (Percentil 16)	0,15 (Percentil 16)	0,13	0,19
Cadencia (pasos/min)	87,24 (Percentil 42)		3,97	
Tiempo bipodal (s)	0,51 (Percentil 99,1)		0,26	
Tiempo bipodal (%)	36,90 (Percentil 64)		7,61	
Tiempo de oscilación (s)	0,47 (Percentil 16)	0,40 (Percentil 16)	0,57	0,50
Tiempo de oscilación (%)	33,77 (Percentil 47)	29,33 (Percentil 43)	0,45	7,80
Tiempo de despegue (s)	0,61 (Percentil 89)	0,55 (Percentil 94)	0,12	0,16
Asimetría de paso (m)	0,16 (Percentil 16)		0,32	





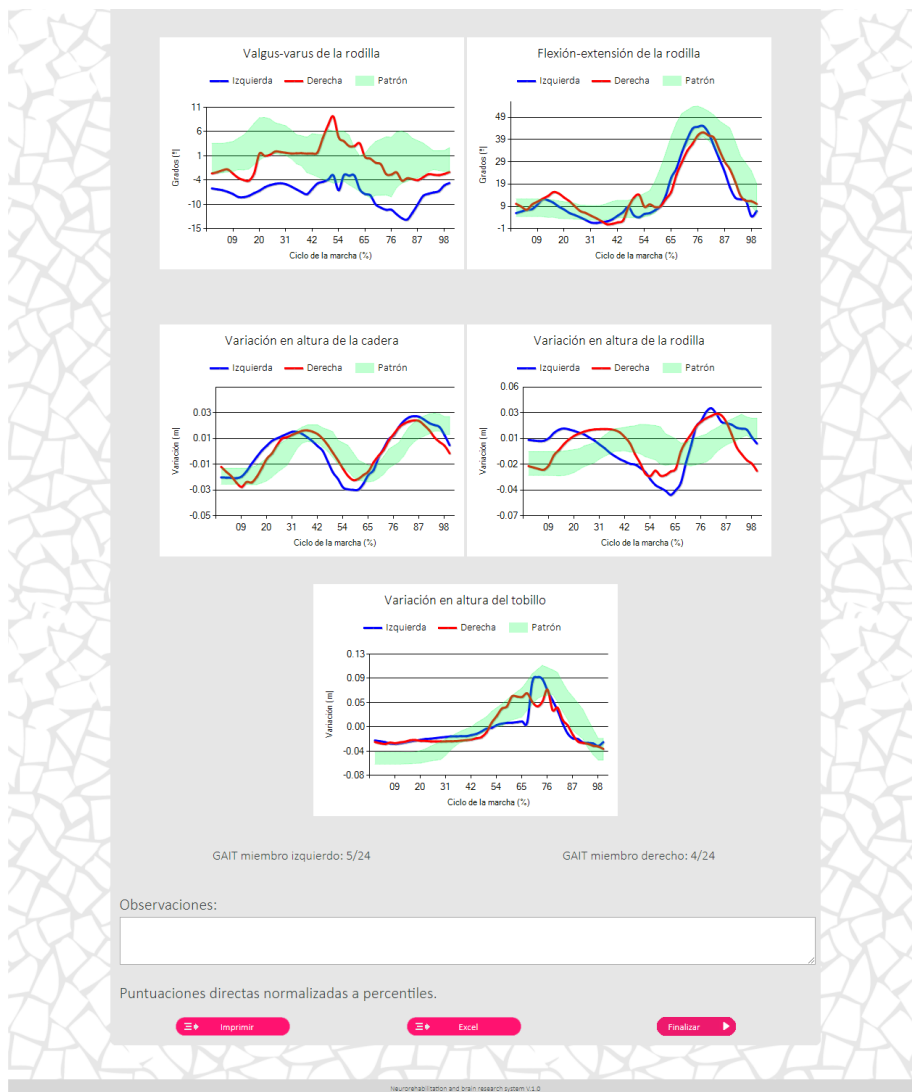


Figura 41. Ejemplo de valoración de la marcha

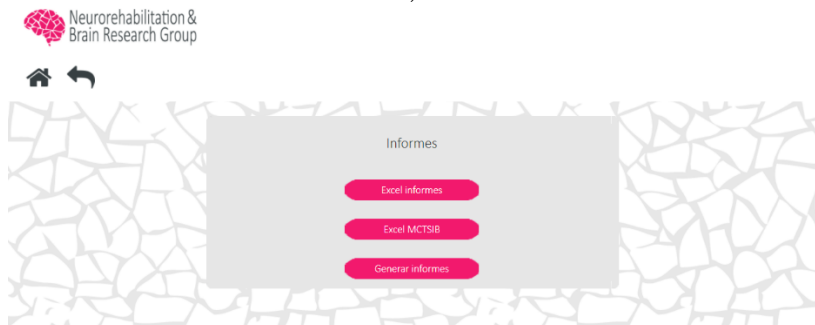
Las herramientas desarrolladas se alojaron en webs dedicadas, accesibles desde cualquier punto geográfico [151,152]. Para ambas herramientas se creó un instalador que, de manera guiada, instala todo lo necesario para su funcionamiento de un modo transparente, sencillo e intuitivo para el usuario final.

Adicionalmente, se diseñó una página en cada herramienta para consultar los datos previamente almacenados en la base de datos. Para ello se creó una página de acceso restringido, en la que, acreditando el rol de administrador, es posible consultar y exportar los datos de una manera sencilla. La página de acceso a los datos de la herramienta de valoración posturográfica se muestra en la Figura 42.

Finalmente, se realizaron versiones específicas de las herramientas para ser instaladas en el sistema de rehabilitación del Servicio de Neurorehabilitación de los Hospitales Vithas. Estas versiones tienen la particularidad de permitir valorar a los pacientes que reciben tratamiento en dicho servicio, asociando los resultados obtenidos por los pacientes a su perfil en dicho sistema. De esta manera, es posible seleccionar un paciente y consultar las valoraciones que ha realizado, simplemente seleccionándolas de una lista. Estas versiones, por tanto, recogen información del paciente, por lo que no requieren insertarla manualmente, y guardan los resultados en un servidor central alojado en el Hospital 9 de Octubre (Valencia, España), el cual da servicio a todos los centros del servicio de neurorehabilitación.



a)



b)



c)

*Figura 42. Acceso a los datos almacenados en la base de datos de la herramienta de valoración de la postura. a) Página de acceso a administración. b) Elección de los distintos tipos de informes. c) Desplegable para la elección de los resultados*



CAPÍTULO 4

# Estudios

## **4.1. Estudio 1. Determinación de los datos normativos de la valoración de la postura**

### **4.1.1. Objetivo**

El objetivo de este estudio fue determinar los datos normativos de las pruebas posturográficas incluidas en la herramienta de valoración.

En ausencia de este patrón, los resultados de las pruebas incluidas en la herramienta únicamente podrían proporcionar valores en términos absolutos, lo que limitaría su aplicabilidad a valoraciones longitudinales, en las que se comparan varias valoraciones de un mismo sujeto para investigar su progresión individual. La determinación de los datos normativos permitió comparar los resultados obtenidos por los sujetos bajo estudio con aquéllos obtenidos por una muestra de sujetos de edad pareada y, por tanto, proporcionar valores en términos relativos.

### **4.1.2. Materiales y métodos**

#### *4.1.2.1. Participantes*

Fueron candidatos a participar en el estudio sujetos sanos mayores de diez años sin patología motora ni cognitiva diagnosticada. Se descartaron personas con cualquier tipo de prótesis en cadera, rodilla o cualquier parte del tren inferior.

Para la determinación de los datos normativos se requirió un número mínimo de 10 participantes distribuidos en los siguientes rangos de edad: 1) 10-19 años; 2) 20-29 años; 3) 30-39 años; 4) 40-49 años; 5) 50-59 años; 6) 60-69 años; y 7) mayores de 69 años. El tamaño de la muestra se determinó de manera experimental.

Los sujetos se reclutaron en el consultorio médico del Centro de Salud de la localidad de Fuenterrobles (Fuenterrobles, España) y en el Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería de la Universitat Politècnica de València (València, España).

#### *4.1.2.2. Procedimiento*

En ambos centros de reclutamiento se dispuso de una sala dedicada libre de ruidos con uso exclusivo para la realización del estudio.

Previamente al estudio, se recogieron datos demográficos (edad, sexo) de los participantes y se les explicó el objetivo del estudio. Todos los participantes fueron valorados mediante las pruebas de la herramienta posturográfica descrita (ver sección 3.1). Las respuestas posturales de los participantes durante estas pruebas se llevó a cabo mediante la Wii Balance Board (ver sección 2.1.1). Antes de cada prueba, se explicó el funcionamiento de la misma a los participantes y la actividad a realizar.

En aquellos casos en los que la prueba se interrumpió o realizó incorrectamente debido a una falta de comprensión o porque el participante se bajó de la plataforma durante la prueba para evitar una caída, los datos se descartaron y la prueba se realizó nuevamente.

#### 4.1.2.1. Análisis de los datos

Todos los resultados de las pruebas posturográficas se registraron como valores absolutos. Como se ha descrito en la sección 3.1, se registraron la variación y velocidad del CDP durante el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, el tiempo de reacción, el desplazamiento máximo, el control direccional y la velocidad media durante el test límites de estabilidad y el control direccional a distintas velocidades durante el test *Rhythmic Weight Shift*.

### 4.1.3. Resultados

#### 4.1.3.1. Participantes

Un total de 144 personas, distribuidas en los distintos rangos de edad, fueron incluidos en el estudio de determinación del patrón de normalidad (Tabla 8).

Edad (años)	Total	Hombres	Mujeres
10-19	14	5	9
20-29	25	16	9
30-39	25	11	14
40-49	23	10	13
50-59	24	10	13
60-69	20	6	14
≥70	14	4	10
<i>Total</i>	144	62	82

Tabla 8. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración postural por rango de edad y sexo.

La distribución de los participantes del estudio por sexo se muestra en la Figura 55.

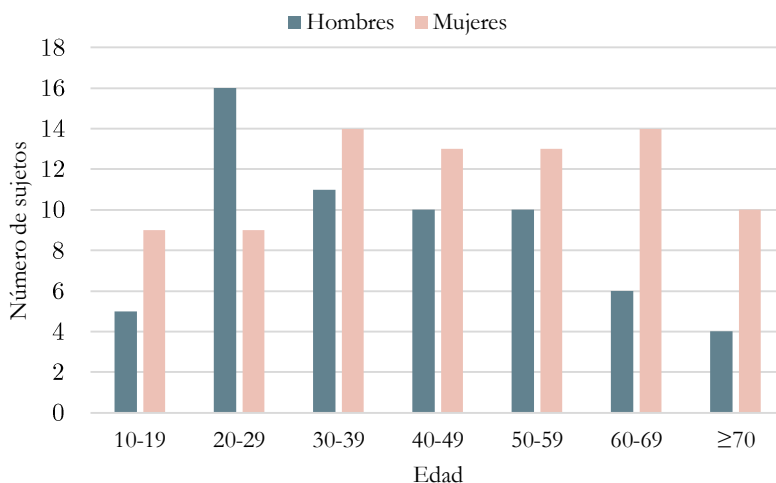


Figura 43. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración postural por rango de edad y sexo

#### 4.1.3.1. Datos normativos

Todos los sujetos realizaron con éxito todas las pruebas, por lo que los resultados de todas ellas fueron incluidos en la determinación de los datos normativos.

Los datos normativos del test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* se proporcionan en la Tabla 9.

Prueba	Edad (años)	Desplazamiento medio-lateral (cm)		Desplazamiento antero-posterior (cm)		Velocidad (cm/s)	
<i>Test de Romberg con los ojos abiertos</i>	10-19	1,84	(1,08)	2,04	(0,82)	0,46	(0,21)
	20-29	1,04	(0,6)	1,76	(0,54)	0,34	(0,09)
	30-39	0,81	(0,6)	1,66	(0,44)	0,33	(0,07)
	40-49	0,85	(0,3)	1,44	(0,29)	0,3	(0,06)
	50-59	0,9	(0,33)	1,76	(0,46)	0,38	(0,1)
	60-69	1,12	(0,73)	2,06	(0,67)	0,42	(0,1)
	>70	0,97	(0,32)	1,87	(0,35)	0,43	(0,07)
<i>Test de Romberg con los ojos cerrados</i>	10-19	1,57	(0,77)	2,76	(1,28)	0,59	(0,26)
	20-29	1,32	(1,09)	2,4	(0,69)	0,51	(0,1)
	30-39	1	(0,4)	2,38	(0,73)	0,46	(0,1)
	40-49	0,97	(0,44)	1,84	(0,48)	0,42	(0,11)
	50-59	0,97	(0,32)	2,59	(0,71)	0,55	(0,12)
	60-69	1,19	(0,45)	2,71	(0,82)	0,55	(0,13)
	>70	1,24	(0,68)	2,95	(0,7)	0,58	(0,1)
<i>Test de Romberg con los ojos abiertos y gomaespuma</i>	10-19	1,72	(0,67)	2,73	(0,95)	0,59	(0,21)
	20-29	1,22	(0,44)	2,22	(0,5)	0,42	(0,09)
	30-39	0,93	(0,31)	2,1	(0,77)	0,36	(0,09)
	40-49	0,99	(0,29)	1,83	(0,42)	0,37	(0,08)
	50-59	1,02	(0,4)	2,12	(0,46)	0,41	(0,08)
	60-69	1,54	(0,56)	2,43	(0,55)	0,48	(0,1)
	>70	1,18	(0,35)	2,6	(0,53)	0,52	(0,09)
<i>Test de Romberg con los ojos cerrados y gomaespuma</i>	10-19	2,11	(0,79)	4,06	(1,25)	0,89	(0,37)
	20-29	1,52	(0,72)	3,06	(0,72)	0,65	(0,15)
	30-39	1,32	(0,39)	3,27	(0,94)	0,59	(0,15)
	40-49	1,19	(0,38)	2,69	(0,58)	0,57	(0,11)
	50-59	1,38	(0,42)	3,6	(0,81)	0,69	(0,13)
	60-69	1,9	(0,84)	3,84	(0,95)	0,75	(0,16)
	>70	1,73	(0,48)	4,34	(0,86)	0,82	(0,16)

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis)

Tabla 9. Datos normativos del test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance

A continuación, se muestran también los resultados de manera gráfica (Figura 44, Figura 45 y Figura 46).

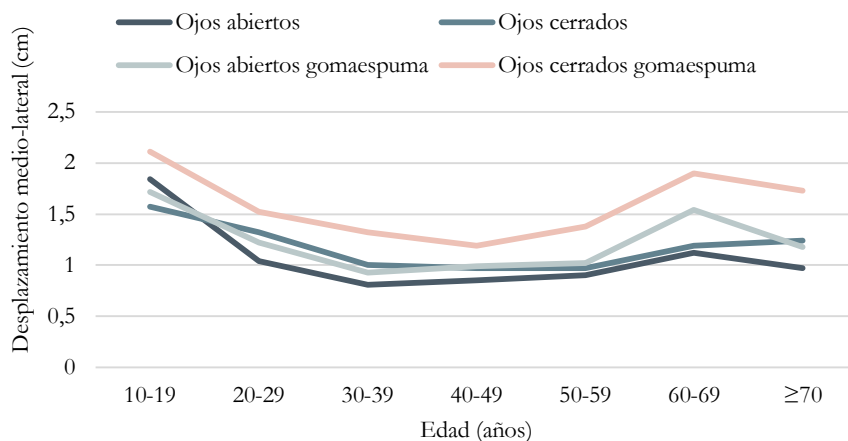


Figura 44. Desplazamientos del CDP en dirección medio-lateral en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance

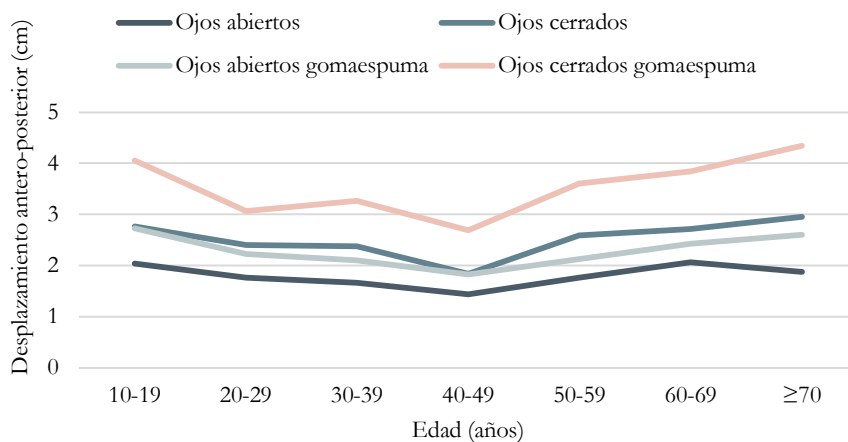


Figura 45. Desplazamientos del CDP en dirección antero-posterior en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance

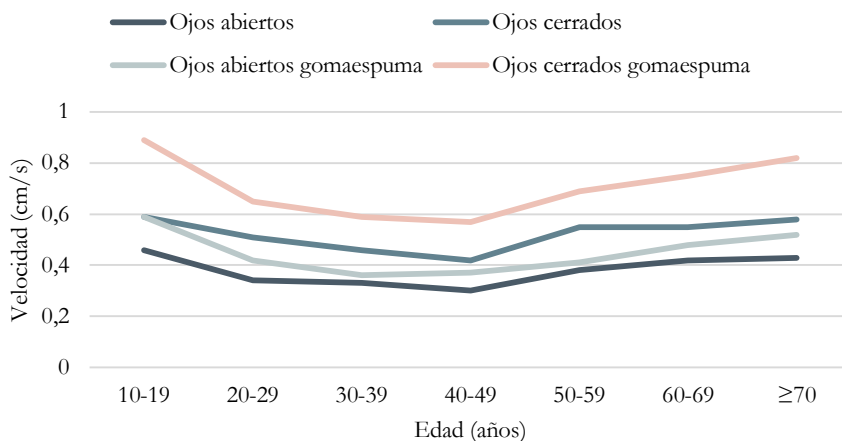


Figura 46. Velocidad del CDP en una muestra de sujetos sanos en el test Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance

Desplazamiento máximo (cm)							
Dirección	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥70
Frontal (0°)	8,24 (1,57)	8,89 (0,94)	8,47 (1,32)	8,62 (1,2)	8,01 (1,46)	6,65 (1,3)	6,18 (1,19)
Frontal-Derecha (45°)	10,77 (1,67)	11,4 (1,52)	11,04 (1,62)	11,07 (1,97)	11,08 (1,72)	9,09 (1,94)	8,35 (2,2)
Derecha (90°)	13,51 (1,66)	13,92 (1,97)	13,29 (1,9)	13,55 (1,74)	13,76 (1,91)	11,55 (2,11)	11,32 (1,57)
Trasera-Derecha (135°)	9,82 (2,08)	9,08 (1,69)	9,14 (1,9)	8,82 (2,04)	8,43 (2,22)	7,13 (1,52)	5,83 (1,88)
Trasera (180°)	7,83 (1,15)	7,05 (1,06)	6,8 (1,34)	6,21 (1,41)	6,62 (1,47)	5,56 (1,11)	4,5 (1,43)
Trasera-Izquierda (225°)	9,62 (1,93)	9,08 (1,72)	8,75 (2,39)	8,45 (1,99)	8,73 (2,04)	7,01 (1,97)	5,58 (1,77)
Izquierda (270°)	13,52 (1,89)	13,93 (1,46)	12,91 (2,24)	13,08 (1,33)	13,69 (1,55)	11,36 (2,17)	10,15 (2,17)
Frontal-Izquierda (315°)	10,78 (1,9)	12,07 (1,9)	11,61 (2,43)	11,46 (1,99)	10,59 (1,32)	8,49 (1,38)	7,96 (1,8)

Tabla 10. Datos normativos de excursión máxima en la prueba de límites de estabilidad

La Figura 47 muestra los resultados de excursión máxima gráficamente.

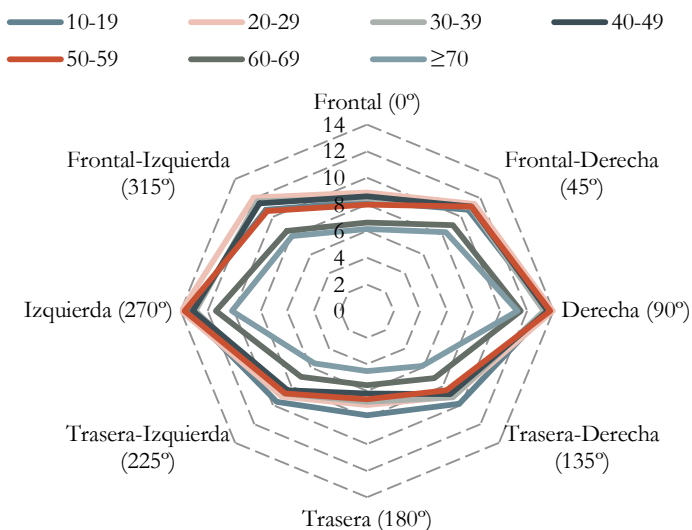


Figura 47. Representación gráfica de los datos normativos de excursión máxima en la prueba de límites de estabilidad

Los datos normativos de tiempo de reacción, control direccional y velocidad media durante el test límites de estabilidad se muestran en la Tabla 11.

Edad (años)	Dirección	Tiempo de reacción (s)	Control direccional (%)	Velocidad media (cm/s)
10-19	Frontal	1,38 (0,29)	69,9 (17,7)	3,12 (0,77)
	Frontal-Derecha	1,07 (0,56)	87,8 (12,3)	3,63 (1,28)
	Derecha	1,32 (0,52)	74,5 (15)	3,44 (0,65)
	Trasera-Derecha	1,2 (1,42)	71 (19)	4,72 (1,82)
	Trasera	0,94 (0,61)	63,6 (11,4)	2,89 (0,7)
	Trasera-Izquierda	1,24 (0,77)	79,9 (14,8)	3,25 (1,29)
	Izquierda	1,04 (0,15)	85,3 (15,7)	3,67 (2,04)
	Frontal-Izquierda	1,18 (1,03)	79,7 (16,4)	3 (1,23)
20-29	Frontal	0,87 (0,57)	68,9 (14,8)	3,25 (0,65)
	Frontal-Derecha	1,43 (1,28)	78,4 (15,6)	4,67 (2,44)
	Derecha	1,06 (0,33)	62,2 (19,9)	3,94 (1,05)
	Trasera-Derecha	1,16 (1,42)	71,7 (18,2)	4,42 (1,54)
	Trasera	0,72 (0,39)	60,2 (7,6)	2,62 (0,59)
	Trasera-Izquierda	0,97 (0,9)	76,2 (17,5)	2,78 (0,67)
	Izquierda	0,93 (0,26)	79,7 (17,9)	3,27 (0,63)
30-39	Frontal-Izquierda	1,12 (1,01)	73,1 (17,4)	3,62 (1,22)
	Frontal	1,18 (0,47)	72,2 (15)	3,1 (0,82)
	Frontal-Derecha	1 (0,65)	86,4 (11,9)	3,73 (1,26)
	Derecha	1,31 (0,51)	67,3 (17,9)	3,84 (1,02)



	<i>Trasera-Derecha</i>	1,05	(0,9)	77,6	(15)	4,92	(1,66)	
	<i>Trasera</i>	0,98	(0,66)	63,2	(12,6)	2,51	(0,64)	
	<i>Trasera-Izquierda</i>	1,7	(1,48)	75	(18,8)	2,97	(1,52)	
	<i>Izquierda</i>	1,06	(0,37)	85,4	(12,8)	3,04	(0,83)	
	<i>Frontal-Izquierda</i>	1,54	(1,39)	68,6	(19,8)	4,29	(2,75)	
40-49	<i>Frontal</i>	1,21	(0,4)	73,1	(15,9)	3,13	(0,68)	
	<i>Frontal-Derecha</i>	1,01	(0,82)	85,9	(13)	3,94	(1,59)	
	<i>Derecha</i>	1,26	(0,26)	62,4	(19,4)	4,03	(1,36)	
	<i>Trasera-Derecha</i>	1,05	(0,67)	76,6	(17,1)	5,15	(1,72)	
	<i>Trasera</i>	1,05	(0,68)	59,7	(9,8)	2,43	(0,66)	
	<i>Trasera-Izquierda</i>	1,04	(0,62)	83,9	(16,1)	2,77	(0,7)	
	<i>Izquierda</i>	1,01	(0,44)	85,2	(16,1)	3,26	(0,72)	
	<i>Frontal-Izquierda</i>	1,05	(0,9)	79,4	(16,8)	3,19	(1,19)	
	50-59	<i>Frontal</i>	1,11	(0,7)	71,9	(12,1)	2,96	(0,75)
		<i>Frontal-Derecha</i>	1,07	(0,55)	85,3	(15,1)	3,99	(1,5)
<i>Derecha</i>		1,51	(0,53)	75,5	(17,5)	3,79	(1,37)	
<i>Trasera-Derecha</i>		1,1	(0,56)	75,1	(18,5)	4,49	(1,3)	
<i>Trasera</i>		1,14	(0,45)	55,9	(16)	2,75	(0,82)	
<i>Trasera-Izquierda</i>		1,56	(1,26)	73,8	(16,7)	3,51	(2,69)	
<i>Izquierda</i>		1,43	(0,74)	83,2	(17,2)	3,57	(1,14)	
<i>Frontal-Izquierda</i>		1,4	(1,45)	69,7	(19,2)	3,09	(0,84)	
60-69	<i>Frontal</i>	1,22	(0,79)	69,3	(15,7)	2,41	(0,42)	
	<i>Frontal-Derecha</i>	1,55	(1,3)	78,1	(13,9)	3,91	(1,65)	
	<i>Derecha</i>	1,79	(0,95)	73,3	(18,8)	3,38	(1,1)	
	<i>Trasera-Derecha</i>	1,38	(1,64)	69,8	(21,8)	4,05	(1,67)	
	<i>Trasera</i>	1,42	(0,96)	60,7	(11,6)	2,26	(0,58)	
	<i>Trasera-Izquierda</i>	1,82	(1,59)	64,2	(21,4)	3,32	(2,38)	
	<i>Izquierda</i>	1,31	(0,49)	84,7	(14,3)	3,03	(0,82)	
	<i>Frontal-Izquierda</i>	2,16	(1,68)	71,9	(17)	2,81	(0,82)	
≥70	<i>Frontal</i>	1,74	(0,55)	58,6	(9,7)	2,42	(0,78)	
	<i>Frontal-Derecha</i>	2,03	(1,41)	71,3	(28,4)	3,33	(1,25)	
	<i>Derecha</i>	1,52	(0,47)	77,7	(10,1)	3,04	(0,79)	
	<i>Trasera-Derecha</i>	0,75	(0,81)	76,7	(27,3)	4,07	(1,43)	
	<i>Trasera</i>	2,11	(1,3)	62,6	(15,6)	2	(0,45)	
	<i>Trasera-Izquierda</i>	1,59	(1,13)	73,6	(17,9)	2,04	(0,62)	
	<i>Izquierda</i>	1,45	(0,39)	85,5	(18,1)	2,78	(0,82)	
	<i>Frontal-Izquierda</i>	1,32	(0,77)	72,5	(18,8)	2,34	(0,8)	

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis)

Tabla 11. Datos normativos de tiempo de reacción, control direccional y velocidad media en el test límites de estabilidad

Los resultados en el test de variación rítmica de peso se muestran en la Tabla 12.

<b>Grupo de edad (años)</b>	<b>Prueba</b>	<b>Lento</b>		<b>Medio</b>		<b>Rápido</b>	
10-19	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	12,31	(2,34)	14,83	(3,31)	28,87	(9,45)
	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	88,9	(3,3)	84,7	(5,1)	70,3	(6,6)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	7,68	(2,35)	7,82	(1,93)	10,03	(3,27)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	86,6	(5,8)	85,9	(4,2)	69,1	(7,3)
20-29	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,21	(2,52)	17,13	(3,64)	30,84	(7,69)
	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	90,3	(3,4)	83,7	(4,1)	70,3	(6,3)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	7,76	(1,54)	8,01	(1,81)	13,61	(3,75)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	89,3	(3,3)	86,8	(4,2)	70,3	(6,9)
30-39	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,32	(2,3)	15,69	(3,32)	30,65	(6,64)
	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	89,7	(3,2)	84,6	(3,4)	67,3	(9,9)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	8,14	(1,95)	8,23	(1,78)	12,72	(3,8)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	87,6	(3,8)	85	(3,1)	69,8	(6,4)
40-49	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,64	(2,54)	17,04	(3,85)	28,27	(8,89)
	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	87,9	(4)	83,3	(5)	65,5	(8,3)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	8,02	(1,42)	8,14	(1,96)	12,28	(4,81)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	86,8	(3,3)	86,3	(4,1)	66,9	(7,1)
50-59	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,29	(2,03)	18,25	(3,27)	27,38	(7,74)
	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	89,9	(4)	84,9	(4,7)	63	(5,7)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	7,44	(1,63)	7,94	(1,51)	11,35	(2,83)

	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	85,4	(4,6)	85,8	(4,9)	69	(5,3)
	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,31	(2,15)	17,67	(4,37)	26,47	(8,63)
60-69	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	90,8	(4)	84	(3,7)	59,4	(9,7)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	6,86	(1,89)	7,07	(2,38)	9,67	(3,35)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	86	(5)	84,1	(4,6)	71,5	(4,9)
	<i>Velocidad Medio-Lateral</i>	13,39	(2,78)	16,93	(2,83)	26,08	(6,63)
≥70	<i>Control Direccional Medio-Lateral</i>	89	(3,2)	87,4	(3,3)	61,5	(5,4)
	<i>Velocidad Antero-Posterior</i>	7,67	(2,21)	7,76	(1,77)	10,55	(4,41)
	<i>Control Direccional Antero-Posterior</i>	86,4	(6,1)	84,6	(4,5)	70,1	(6,3)

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis)

*Tabla 12. Datos normativos del control direccional durante la prueba de análisis de control rítmico-direccional*

La Figura 48 muestra de manera gráfica la variación del control direccional medio-lateral en la prueba de control rítmico direccional con la edad y la Figura 50 en el eje antero-posterior.

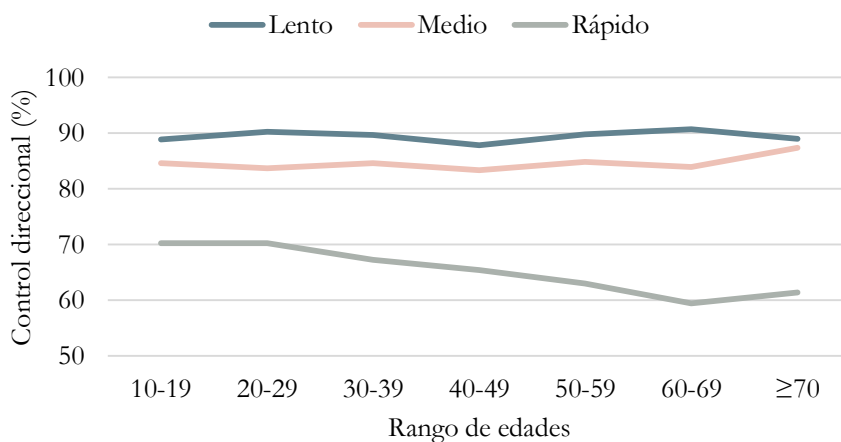


Figura 48. Variación del control direccional en el plano medio-lateral con la edad durante la prueba de control rítmico y direccional

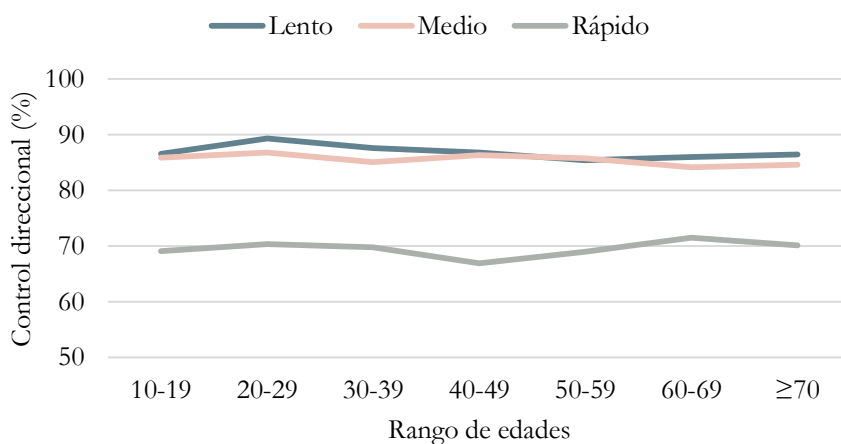


Figura 49. Variación del control direccional en el plano antero-posterior con la edad durante la prueba de control rítmico y direccional.

#### 4.1.4. Discusión

La validez de la Wii Balance Board como dispositivo de medida ha sido ampliamente estudiada con resultados prometedores [55]. Además, diversos estudios respaldan el uso de la plataforma Wii Balance Board como instrumento de medida posturográfica en personas mayores [153]. Los estudios existentes respaldan que la evaluación del equilibrio de manera objetiva, utilizando un sistema válido, portátil y de bajo coste, podría proporcionar numerosos beneficios en una amplia gama de pacientes [63,154,155]. Otros estudios van más allá e incluso recomiendan la utilización de la Wii Balance Board en la evaluación del equilibrio en personas jóvenes [59], puesto que se trata de un instrumento de valoración atractivo para este sector de la población [156]. Sin embargo, existen muy pocos trabajos que cuantifiquen patrones de comportamiento postural en una muestra sana (patrón de normalidad) y estos trabajos presentan metodologías de estudio distintas, involucrando exclusivamente a personas mayores [62,157,158] u otro tipo de pruebas distintas a las generalmente usadas durante una posturografía [60]. Esto hace que los resultados numéricos sean difícilmente comparables entre sí y aplicables a muestras de población de distinta edad.

Los resultados obtenidos en el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* evidencian un aumento en el balanceo postural a medida que se incrementó la dificultad de la prueba, en concreto, al eliminar el sentido de la vista (realización de la prueba con los ojos cerrados) y al distorsionar la propiocepción con la gomaespuma. Además, este efecto fue más pronunciado cuando se dieron estas dos condiciones sensoriales a la vez. El desplazamiento máximo tanto en el plano medio-lateral como en el antero-posterior durante el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* formaron una distribución simétrica, con los mejores resultados en edades cercanas a la media, lo que evidencia también la influencia de la edad en las respuestas posturales [159]. Cabe destacar que esta influencia no es indicativa de un mejor o peor control postural, sino que sólo muestra respuestas similares en edades distintas. De hecho, pese a que un excesivo balanceo puede evidenciar déficits de equilibrio [160], la oscilación del CDP también puede entenderse como un mecanismo de defensa ante perturbaciones externas [161]. Por lo tanto, los resultados relacionados con estas variables deben ser interpretados con precaución puesto que no son indicativos de un mejor o peor equilibrio.

Los resultados obtenidos señalan una dependencia entre los parámetros estudiados del equilibrio y la edad en cada una de las pruebas analizadas. Éstos demuestran que la privación o alteración de una de las aferencias sensoriales, visión o propiocepción, privan al sujeto de una importante fuente de información para mantener el equilibrio. La inestabilidad postural puede manifestarse en sentido antero-posterior y/o medio-lateral. En este estudio se ha detectado que las oscilaciones antero-posteriores predominan sobre las medio-laterales. Los resultados muestran que el balanceo de personas sanas en dirección antero-posterior es mayor que el movimiento en dirección medio-lateral. El movimiento antero-posterior se corresponde con la utilización de la articulación de tobillo, debido a que la articulación tibio-astragalina facilita en mayor medida el movimiento en dicha dirección. Por el contrario, el movimiento medio-lateral se corresponde con los movimientos originados en la cadera. Considerando estos resultados, puede deducirse que las personas sanas, utilizan en mayor medida la articulación de tobillo que la articulación de cadera para mantener el equilibrio en condiciones de bipedestación estática. En cuanto a la prueba de los límites de estabilidad y en lo que a la excursión máxima se refiere, se observa que el desplazamiento máximo, salvo contadas excepciones, se consigue en las direcciones derecha e izquierda seguido de las direcciones frontal-derecha y frontal-izquierda. Esta asimetría puede explicarse, principalmente, por la influencia de la posición de los pies en los límites de estabilidad. La dirección trasera es la más crítica en cuanto a desplazamiento máximo, ya que la zona de apoyo de los pies es menor y el recorrido de la articulación en esa dirección también lo es. La reducción de los límites de estabilidad con la edad detectada en nuestro estudio va en línea de resultados anteriores [162]. Por este motivo, el riesgo de que el CDP quede fuera de los límites de estabilidad y, en consecuencia, el riesgo de producirse una caída, aumenta significativamente con la edad. Los resultados aquí obtenidos respaldan aquéllos obtenidos previamente por diversos autores [2,163]. Cabe destacar que estudios previos que involucran el sistema NedSVE/IBV, descrito en la sección 2.1.3 y utilizado en estudios posteriores, contradicen estos resultados y muestran el desplazamiento máximo en las direcciones frontal-derecha y frontal-izquierda [164]. Esto podría deberse a una diferente sensibilidad entre las diversas plataformas o, en mayor medida, al procedimiento de evaluación. Nuestros resultados también muestran que el control direccional durante la

prueba de los límites de estabilidad es menor en la dirección trasera. Esto podría deberse a las restricciones biomecánicas del cuerpo hacia dicha dirección, pues el esquema corporal facilita la realización de alcances anteriores [164]. Respecto a los resultados obtenidos en la prueba de variación rítmica de la distribución de peso, la dependencia del control direccional en la prueba con la edad, se aprecia exclusivamente en la variación con mayor velocidad en el eje medio-lateral.

## **4.2. Estudio 2. Validez, fiabilidad y sensibilidad de la herramienta de valoración de la postura en sujetos con ictus**

### **4.2.1. Objetivo**

El objetivo de este estudio fue determinar la sensibilidad, validez y fiabilidad de la herramienta de valoración postural desarrollado en una muestra representativa de sujetos con ictus.

### **4.2.2. Materiales y métodos**

#### *4.2.2.1. Participantes*

Fueron candidatos a participar en el estudio todos los pacientes con diagnóstico de ictus que estaban atendiendo un protocolo de rehabilitación en el Servicio de Neurorrehabilitación del Hospital Vithas Valencia al Mar (València, España)<sup>12</sup>. Los criterios de inclusión y exclusión del estudio se muestran en la Tabla 13.

<b>Criterios de inclusión</b>	<b>Criterios de exclusión</b>
Edad desde 16 hasta 80 años	Pacientes con demencia o afasia severa
Diagnóstico de ictus	Pacientes con déficits visuales o auditivos
Ausencia de déficits cognitivos ( <i>Mini-Mental State Examination</i> [165] >23)	que impidan la interacción con el sistema
Capacidad de seguir instrucciones	Pacientes con negligencia unilateral espacial

*Tabla 13. Criterios de participación en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la postura*

El estudio fue aprobado por el Comité Ético del Hospital Vithas Valencia al Mar. Todos los candidatos elegibles que aceptaron participar en el estudio proporcionaron su consentimiento informado por escrito previamente a su participación en el estudio.

#### *4.2.2.2. Procedimiento*

Todos los sujetos fueron evaluados en una zona despejada del gimnasio de fisioterapia, libre de ruidos y con uso exclusivo para la realización del

---

<sup>12</sup> Pese a que los centros de reclutamiento pertenecían a la red de Hospitales NISA (Nuevas Inversiones En Servicios SA, València, España) en el momento de realización de los estudios, en el presente documento se utiliza el nombre actual de la red hospitalaria, Hospitales Vithas (Vithas Sanidad SL, Madrid, España), que en 2017 adquirió la totalidad de la empresa.



estudio. El procedimiento del estudio fue análogo al del estudio de determinación de los datos normativos (ver sección 4.1.2.2). Previamente a la experimentación, a los participantes se les explicó el objetivo del estudio y lo que se esperaba de ellos.

Tras esto, el control postural de los participantes fue valorado mediante la herramienta de valoración de la postura desarrollada usando, análogamente al estudio de determinación de datos normativos, una Wii Balance Board como dispositivo de interacción y mediante sistema posturográfico comercial NedSVE/IBV [166]. Antes de cada prueba, los participantes recibieron información sobre la misma y la actividad a realizar. Si la prueba se vio interrumpida o se realizó incorrectamente, los datos se descartaron y la prueba se reinició.

Además, el equilibrio de todos los participantes fue valorado mediante la *Berg Balance Scale*, el *Functional Reach Test* [167], el *Step Test* con la pierna parética y la no parética [168], el *30-Second Chair-to-Stand Test* [169], el *Timed "Up-and-go" Test* [170], el *Timed Up and Down Stairs Test* [171] y el *10-Meter Walking Test* [74]. Un grupo de los participantes fueron seleccionados aleatoriamente para estimar la fiabilidad de la herramienta. El equilibrio de este grupo fue valorado con la herramienta desarrollada por dos experimentadores diferentes para determinar la fiabilidad inter-evaluador e intra-evaluador. Estas pruebas también fueron realizadas en el mismo día. Todas las valoraciones se realizaron en la misma semana.

#### *4.2.2.3. Análisis de los datos*

La sensibilidad de la herramienta se determinó a partir de su capacidad para identificar diferencias entre los participantes con ictus y los participantes sanos. Las diferencias entre los resultados de los participantes con ictus y los resultados normativos en cada prueba se investigaron con pruebas *t* de Student.

La validez convergente de las pruebas de la herramienta de valoración de la postura desarrollada tanto con el sistema NedSVE/IBV como con escalas y test clínicos se investigó mediante correlaciones bivariadas de Pearson.

La fiabilidad inter e intraevaluador se determinó mediante el coeficiente de correlación intraclass (ICC). Valores de ICC mayores de 0,75 se consideraron representativos de una excelente fiabilidad. Valores entre

0,6 y 0,75 y entre 0,4 y 0,6 se consideraron representativos de una fiabilidad alta y moderada, respectivamente [172]. Se determinaron también el error estándar de medida y el cambio mínimo detectable. Valores de cambio mínimo detectable mayores al 30% se consideraron pobres, valores entre 10% y 30% se consideraron aceptables, y valores menores al 10% se consideraron excelentes [64].

### **4.2.3. Resultados**

#### *4.2.3.1. Participantes*

Un total de 53 sujetos de los 144 que estaban recibiendo rehabilitación en el centro de reclutamiento cumplieron los criterios de participación y aceptaron participar en el estudio. Todos los sujetos proporcionaron su consentimiento por escrito previamente a su participación. El cumplimiento ético del estudio, fue garantizado por el Comité Ético del Hospital Vithas Valencia al Mar.

La muestra estuvo formada por treinta y ocho hombres y quince mujeres, con una media de edad de  $52,1 \pm 13,7$  años. Los participantes mostraron etiología isquémica y hemorrágica. La Tabla 14 muestra las características demográficas y clínicas de la muestra.

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
<i>Sexo (n, %)</i>	
<i>Hombres</i>	38 (71,7 %)
<i>Mujeres</i>	15 (28,3 %)
<i>Edad (años)</i>	$52,1 \pm 13,7$
<i>Cronicidad (días)</i>	$788,7 \pm 692,1$
<i>Etiología (n, %)</i>	
<i>Ictus hemorrágico</i>	29 (54,7 %)
<i>Ictus isquémico</i>	24 (45,3 %)

*Tabla 14. Características de los participantes en el estudio de validez de la herramienta de valoración postural.*

#### *4.2.3.1. Sensibilidad*

Se observaron diferencias significativas para todas las condiciones del test de Romberg entre los sujetos sanos y los pacientes que han sufrido un ictus, teniendo mayor balanceo absoluto los participantes que habían sufrido un ictus. La significación fue de  $p < ,01$  para todas las variables excepto para la velocidad en el test de Romberg con los ojos abiertos para

sujetos entre 60-69 años y con los ojos cerrados sobre la gomaespuma para sujetos de  $\geq 70$  años de edad, cuya significación fue de  $p < ,05$ . En lo que respecta al desplazamiento máximo en las cuatro principales direcciones ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ ), los participantes sanos evidenciaron una mayor excursión a izquierda y derecha ( $90^\circ$  y  $270^\circ$ ) que los participantes que habían sufrido un ictus. Se observaron diferencias significativas principalmente en el eje medio-lateral, siendo  $p < ,01$  para todos los rangos de edad excepto  $\geq 70$  años en  $90^\circ$  y de 20-29 años en  $270^\circ$  ( $p < ,05$ ) y para los grupos de 20-29 años de edad en  $90^\circ$  y  $\geq 70$  en  $270^\circ$  en los que no se obtuvieron diferencias significativas. Destacar las diferencias significativas ( $p < ,05$ ) encontradas también en el control direccional antero-posterior en el análisis del control rítmico-direccional durante la velocidad rápida para todos los rangos de edad excepto para los  $\geq 70$  años.

Los datos más relevantes obtenidos por los participantes sanos, se proporcionan en la Tabla 15. Se ha realizado una extracción del estudio 4 para facilitar la comparación con los participantes con ictus.

	Edad					
	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	$\geq 70$
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos abiertos (cm/s)</i>	0,46 (-0,21)**	0,34 (-0,09)**	0,33 (-0,07)**	0,3 (-0,06)**	0,38 (-0,1)*	0,42 (-0,1)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos cerrados (cm/s)</i>	0,59 (-0,26)**	0,51 (-0,1)**	0,46 (-0,1)**	0,42 (-0,11)**	0,55 (-0,12)**	0,55 (-0,13)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos abiertos y gomaespuma (cm/s)</i>	0,59 (-0,21)**	0,42 (-0,09)**	0,36 (-0,09)**	0,37 (-0,08)**	0,41 (-0,08)**	0,48 (-0,1)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos cerrados y gomaespuma (cm/s)</i>	0,89 (-0,37)**	0,65 (-0,15)**	0,59 (-0,15)**	0,57 (-0,11)**	0,69 (-0,13)**	0,75 (-0,16)*
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Frontal (<math>0^\circ</math>)</i>	8,24 (1,57)	8,89 (0,94)*	8,47 (1,32)	8,62 (1,2)*	8,01 (1,46)	6,65 (1,3)
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Derecha (<math>90^\circ</math>)</i>	13,51 (1,66)	13,92 (1,97)**	13,29 (1,9)**	13,55 (1,74)**	13,76 (1,91)**	11,55 (2,11)*

<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Trasera (180°)</i>	7,83 (1,15)	7,05 (1,06)**	6,8 (1,34)	6,21 (1,41)**	6,62 (1,47)	5,56 (1,11)
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Izquierda (270°)</i>	13,52 (1,89)*	13,93 (1,46)**	12,91 (2,24)**	13,08 (1,33)**	13,69 (1,55)**	11,36 (2,17)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Frontal (0°)</i>	69,9 (-17,7)	68,9 (-14,8)	72,2 (-15)	73,1 (-15,9)*	71,9 (-12,1)*	69,3 (-15,7)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Derecha (90°)</i>	74,5 (-15)	62,2 (-19,9)	67,3 (-17,9)	62,4 (-19,4)	75,5 (-17,5)	73,3 (-18,8)*
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Trasera (180°)</i>	63,6 (-11,4)	60,2 (-7,6)	63,2 (-12,6)	59,7 (-9,8)	55,9 (-16)	60,7 (-11,6)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Izquierda (270°)</i>	85,3 (-15,7)	79,7 (-17,9)**	85,4 (-12,8)	85,2 (-16,1)	83,2 (-17,2)**	84,7 (-14,3)
<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	86,6 (-5,8)	89,3 (-3,3)	87,6 (-3,8)**	86,8 (-3,3)**	85,4 (-4,6)*	86 (-5)
<i>Velocidad lenta</i>						
<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	85,9 (-4,2)	86,8 (-4,2)	85 (-3,1)*	86,3 (-4,1)	85,8 (-4,9)	84,1 (-4,6)
<i>Velocidad media</i>						
<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	69,1 (-7,3)*	70,3 (-6,9)*	69,8 (-6,4)*	66,9 (-7,1)*	69 (-5,3)*	71,5 (-4,9)
<i>Velocidad rápida</i>						

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis). Los parámetros en los que se encontraron diferencias entre los participantes sanos y con ictus se resaltan con la significación estadística de las diferencias encontradas. \*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

*Tabla 15. Datos de los participantes sanos sobre la velocidad del CDP durante el test de Romberg, la excursión máxima y el control direccional durante la prueba de límites de estabilidad y el control direccional antero-posterior en el análisis de control rítmico-direccional.*

Los datos más relevantes obtenidos por los participantes con ictus, se proporcionan en la Tabla 16.

	Edad					
	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥70
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos abiertos (cm/s)</i>	0,52 (0,22)**	0,49 (0,16)**	0,55 (0,29)**	0,55 (0,29)**	0,53 (0,20)*	0,68 (0,08)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos cerrados (cm/s)</i>	0,78 (0,13)**	0,71 (0,25)**	0,76 (0,32)**	0,76 (0,32)**	0,75 (0,26)**	0,78 (0,06)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos abiertos y gomaespuma (cm/s)</i>	0,66 (0,26)**	0,76 (0,26)**	0,55 (0,13)**	0,55 (0,13)**	0,62 (0,19)**	0,87 (0,11)**
<i>Velocidad en el test de Romberg con los ojos cerrados y gomaespuma (cm/s)</i>	0,96 (0,29)**	1,09 (0,34)**	1,18 (0,47)**	1,18 (0,47)**	1,02 (0,37)**	1,02 (0,12)*
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Frontal (0°)</i>	8,72 (1,08)	7,01 (1,65)*	7,36 (2,12)	7,36 (2,12)*	6,57 (1,83)	7,09 (3,92)
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Derecha (90°)</i>	12,65 (2,07)	8,79 (1,84)**	9,00 (1,34)**	9,00 (1,34)**	9,52 (2,11)**	7,12 (2,68)*
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Trasera (180°)</i>	5,89 (2,75)	4,54 (0,36)**	5,94 (1,67)	5,94 (1,67)**	4,99 (1,44)	2,86 (1,53)
<i>Desplazamiento máximo en límites de estabilidad (cm) - Izquierda (270°)</i>	11,84 (3,37)*	9,85 (2,18)**	9,28 (1,83)**	9,28 (1,83)**	8,83 (2,17)**	9,32 (5,69)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Frontal (0°)</i>	69,58 (14,02)	61,41 (6,16)	68,73 (16,61)	68,73 (16,61)*	60,42 (9,54)*	52,05 (9,47)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Derecha (90°)</i>	63,62 (4,28)	68,42 (16,53)	65,04 (18,47)	65,04 (18,47)	69,11 (13,50)	60,65 (0,00)*
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Trasera (180°)</i>	56,30 (7,78)	53,42 (6,32)	59,28 (7,60)	59,28 (7,60)	59,88 (11,76)	51,95 (0,00)
<i>Control direccional en límites de estabilidad (%) - Izquierda (270°)</i>	86,23 (15,82)	61,99 (18,84)**	73,73 (19,94)	73,73 (19,94)	68,26 (19,17)**	56,06 (0,00)

<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	89,48 (3,67)	90,20 (4,55)	92,76 (2,44)**	92,76 (2,44)**	89,26 (4,10)*	87,79 (4,91)
<i>Velocidad lenta</i>						
<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	87,65 (7,19)	86,37 (5,99)	91,02 (4,13)*	91,02 (4,13)	85,61 (5,59)	88,70 (0,23)
<i>Velocidad media</i>						
<i>Control direccional en análisis de control rítmico-direccional (%)</i>	80,15 (7,84)*	76,15 (4,54)*	73,73 (3,66)*	73,73 (3,66)*	75,98 (6,77)*	74,87 (1,47)
<i>Velocidad rápida</i>						

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis). Los parámetros en los que se encontraron diferencias entre los participantes sanos y con ictus se resaltan con la significación estadística de las diferencias encontradas. \*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

Tabla 16. Datos de los participantes con ictus sobre la velocidad del CDP durante el test de Romberg, la excursión máxima y el control direccional durante la prueba de límites de estabilidad y el control direccional antero-posterior durante la prueba de análisis de control rítmico-direccional.

#### 4.2.3.2. Validez convergente

Se observaron correlaciones moderadas y altas entre las valoraciones del control postural realizadas por la herramienta desarrollada y por el sistema de laboratorio en el desplazamiento medio del CDP durante el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* en el eje mediolateral ( $r(51) = ,708$ ;  $p < ,01$ ) y en el eje anteroposterior ( $r(51) = ,87$ ;  $p < ,01$ ). La velocidad media del CDP en el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* medida por ambos sistemas mostró una correlación excelente ( $r(51) = ,91$ ;  $p < ,01$ ). Finalmente, la correlación entre el desplazamiento máximo realizado en el test límites de estabilidad por ambos sistemas fue moderada ( $r(51) = ,65$ ;  $p < ,01$ ).

Se detectaron diversas correlaciones significativas de fuerza variable entre los resultados obtenidos por la herramienta de valoración postural desarrollada y las pruebas y test clínicos investigados (Tabla 17). De manera consistente, el signo de la correlación evidenció una asociación coherente entre los resultados de la prueba instrumentada y las pruebas clínicas. Así, resultados mejores en la herramienta de valoración postural estuvieron asociadas con mejores resultados en las escalas clínicas. Por ejemplo, cuanto menor fue la velocidad media del CDP durante el test

*Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, mayores (mejores) fueron las puntuaciones obtenidas en la *Berg Balance Scale*, el *Functional Reach Test*, el *Step Test*, y el *30-Second Chair-to-Stand Test*, y menores (peores) las puntuaciones obtenidas en las pruebas cronometradas (*Timed "Up-and-go" Test*, *Timed Up and Down Stairs Test* y *10-Meter Walking Test*).

#### *4.2.3.3. Fiabilidad inter e intraevaluador*

La fiabilidad inter e intraevaluador, el error de medida estándar y el cambio mínimo detectable se proporcionan en la Tabla 18. Los resultados mostraron una excelente fiabilidad entre evaluadores e intraevaluador para todas las medidas excepto para las que evalúan el control direccional. Las puntuaciones del cambio mínimo detectable fueron de bajas y aceptables para el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, aceptables para la máxima excursión durante los límites de estabilidad, pobres para el control direccional durante esta prueba y de aceptables a excelentes para las medidas durante el test *Rhythmic Weight Shift*.

Test		Berg Balance Scale	Functional Reach Test	Step Test	Step Test non paretic	30-Second Chair-to-Stand Test	Timed “Up-and-go”	Timed Up and Down Stairs Test	10-Meter Walking Test
<i>Modified clinical test of sensory interaction in balance</i>	<i>Velocidad media</i>	-0,560**	-0,415**	-0,451**	-0,451**	-0,447**	0,496**	0,395**	0,470**
	<i>Máximo desplazamiento medio en eje mediolateral</i>	-0,465**	NS	-0,395**	-0,351**	-0,411**	0,391**	0,317*	0,468**
	<i>Máximo desplazamiento medio en eje anteroposterior</i>	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
<i>Limits of stability</i>	<i>Máxima excursión media</i>	0,661**	0,514**	0,622**	0,597**	0,645**	-0,558**	-0,618**	-0,532**
	<i>Control direccional medio</i>	NS	N	NS	NS	NS	NS	-0,280*	-0,365**
<i>Rhythmic weight shift</i>	<i>Control direccional medio en eje mediolateral</i>	0,282*	0,394**	NS	NS	0,434**	NS	NS	NS
	<i>Control direccional medio en eje anteroposterior</i>	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS

NS: No significativo; \*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

*Tabla 17. Validez convergente de la herramienta de valoración postural desarrollada e instrumentos clínicos.*



Test		Fiabilidad interobservador	Fiabilidad intraobservador	Error estándar de medida	Cambio mínimo detectable (%)
<i>Modified clinical test of sensory interaction in balance</i>	<i>Velocidad media (cm/s)</i>	0,840**	0,855**	0,09	0,25 (34,6)
	<i>Máximo desplazamiento medio en el eje mediolateral (cm)</i>	0,835**	0,925**	0,14	0,38 (20,6)
	<i>Máximo desplazamiento medio en el eje anteroposterior (cm)</i>	0,877**	0,852**	0,412	1,16 (36,4)
<i>Limits of stability</i>	<i>Máxima excursión media (cm)</i>	0,975**	0,919**	0,59	1,62 (17,9)
	<i>Control direccional medio (%)</i>	0,691*	0,448	10,27	28,5 (48,5)
<i>Rhythmic weight shift</i>	<i>Control direccional medio en eje mediolateral (%)</i>	0,723*	0,718**	1,91	5,3 (6,3)
	<i>Control direccional medio en eje anteroposterior (%)</i>	0,351	0,367	4,11	11,4 (13,7)

\*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

Tabla 18. Fiabilidad inter e intraevaluador, error estándar de medida y cambio mínimo detectable de la herramienta de valoración postural desarrollada

#### **4.2.4. Discusión**

La comparación entre la herramienta de valoración postural desarrollada y el sistema posturográfico de laboratorio evidenció resultados comparables entre ambos sistemas, lo que sugiere que la herramienta desarrollada es potencialmente válida para la valoración del control postural en sujetos que han sufrido un ictus. Cabe destacar que la velocidad media del CDP durante el test mCTISB, la cual representa el desplazamiento medio del CDP, es decir, del balanceo durante el test, obtuvo las correlaciones más elevadas entre ambas herramientas posturográficas, en línea con estudios previos [60,63]. También se detectaron fuertes correlaciones entre el desplazamiento máximo del CDP durante el mismo test, lo cual sugiere que el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* de la herramienta desarrollada es capaz de cuantificar la reacción máxima de inestabilidad que pueden experimentar los sujetos. Las correlaciones entre las excursiones máximas del CDP durante el test *Limits of stability* fueron moderadas, lo que puede ser debido a la diferencia de la posición de los pies requerida en la experimentación con ambas herramientas. Cabe destacar que el sistema NedSVE/IBV requiere que los participantes coloquen la planta de los pies formando una uve, con los talones en una posición muy cercana. Importantemente, el efecto de la posición de los pies puede tener alteraciones significativas en el desplazamiento máximo que los participantes son capaces de conseguir [173], teniendo un efecto limitado en la ejecución durante el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance* [174]. Es importante resaltar que la arquitectura del *hardware*, la adquisición del CDP, y el post-procesado de los datos pueden variar entre los diferentes sistemas posturográficos y esto puede restringir su comparabilidad [175]. Nuestros resultados sustentan el uso clínico de la herramienta de valoración postural desarrollada como una alternativa a las herramientas de valoración de laboratorio, beneficiándose del bajo coste y portabilidad de la Wii Balance Board [176] y siendo una herramienta de libre distribución y sin coste [151].

La comparación entre los resultados de la herramienta desarrollada y los test y pruebas clínicas revelaron correlaciones limitadas pero coherentes, pues, como se ha comentado, una mejor ejecución en las pruebas de la herramienta estuvo asociada con una mejor ejecución en las herramientas clínicas. Estudios previos han reportado correlaciones moderadas no solo entre herramientas posturográficas y test clínicos [177], sino también entre escalas clínicas [178]. Las correlaciones obtenidas en estudios previos entre medidas del CDP registrado mediante la Wii Balance Board y escalas clínicas van en línea con nuestros resultados [61]. Los valores de correlación limitados, obtenidos principalmente en medidas del control postural, podrían estar motivados por la diferente naturaleza de

los test. Este hecho evidencia que la herramienta de valoración basada en la Wii Balance Board puede proporcionar información adicional que no es reflejada por los test y escalas clínicas convencionales, lo cual sustenta su uso complementario en las valoraciones del control postural en pacientes que han sufrido un ictus [179].

La herramienta de valoración postural basada en la Wii Balance Board mostró excelente fiabilidad inter e intra-evaluador en el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, similar a lo reportado en otros estudios [60,61], así como en la máxima excursión del test límites de estabilidad, como cabe esperar en una medida que representa desplazamientos máximos que no deberían variar en valoraciones consecutivas. Al contrario, la dependencia de las medidas de control direccional de la ejecución restringen su fiabilidad, como ha sugerido previamente [177]. Con respecto al error estándar de medida, las medidas de la herramienta desarrollada tuvieron errores comparables a los sistemas de laboratorio [175], y similar a los reportados por estudios previos [61]. Los resultados del cambio mínimo detectable fueron bajos pero aceptables en el test *Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*, excelentes en la excursión máxima y bajos en el control direccional del test límites de estabilidad, y excelentes en el test *Rhythmic Weight Shift*. A pesar de que estos resultados son comparables a los mostrados por sistemas de laboratorio [175], los resultados evidenciados por la herramienta de valoración postural desarrollada en personas que han sufrido un ictus deberían de tenerse en cuenta para futuras valoraciones [61].

En comparación con los participantes sanos, la ejecución de los participantes en el test límites de estabilidad mostró un rango de movimiento limitado en el eje mediolateral, presumiblemente debido a la asimetría en la distribución del peso corporal [179]. Al contrario, la mayoría de los participantes fueron clasificados como no alterados en *Rhythmic Weight Shift*, demostrando una ejecución comparable a la de sujetos sanos. Esto puede ser explicado por la naturaleza del test, que puede ser extremadamente difícil para ambos grupos de participantes.

Las limitaciones del estudio deben tenerse en cuenta a la hora de interpretar los resultados. Por una parte, las características de la población estudiada están inherentemente relacionadas con las del conjunto de pacientes que recibe un tratamiento especializado de neurorrehabilitación de manera ambulatoria. Por otra parte, el área efectiva definida por los sensores de presión de la Wii Balance Board restringe la medida del desplazamiento del CDP que puede registrarse, lo cual puede provocar que se alcance un efecto techo en la valoración de aquellos sujetos que pueden realizar mayores desplazamientos de su CDP. Debido a la forma de la Wii

Balance Board, este efecto puede ser especialmente crítico en el eje anteroposterior.

En conclusión, la herramienta de valoración postural basada en la Wii Balance Board mostró propiedades psicométricas remarcables tanto en validez, de acuerdo a los resultados de validez convergente entre la herramienta desarrollada tanto con el sistema de posturografía de laboratorio como con pruebas y test clínicos, como en fiabilidad, de acuerdo a los resultados de fiabilidad inter e intraevaluador, el error estándar de medida y el cambio mínimo detectable. El control postural de la muestra de participantes sanos y que habían sufrido un ictus fue evaluado con la herramienta desarrollada y comparado entre ambas poblaciones, como prueba de la sensibilidad. A pesar de que la Wii Balance Board parece no poseer la precisión de las plataformas de laboratorio [180], los resultados evidencian su capacidad de detectar reacciones posturales durante las diversas pruebas posturográficas analizadas. Sin embargo, la arquitectura *hardware* de cada sistema posturográfico puede generar diferencias entre las medidas [181], por lo que los resultados obtenidos por la herramienta desarrollada deberían ser interpretados, no como medidas absolutas, sino de manera relativa, en comparación con los datos normativos u observando las diferencias entre evaluaciones.

### **4.3. Estudio 3. Detección del algoritmo óptimo para la detección de la marcha humana mediante cámaras de tracking óptico de bajo coste**

#### **4.3.1. Objetivo**

El objetivo de este estudio fue determinar y comparar la precisión de los distintos métodos existentes basados en Kinect v2 para calcular los parámetros espaciotemporales de la marcha humana en adultos sanos y en pacientes que han sufrido un ictus.

#### **4.3.2. Materiales y métodos**

##### *4.3.2.1. Participantes*

Se reclutaron sujetos sanos entre 18 y 80 años de edad sin enfermedad musculoesquelética o vestibular conocida y/o cirugía protésica. Adicionalmente, se reclutaron sujetos con ictus que tuvieran una edad igualmente comprendida entre los 18 y los 80 años, que fueran capaces de caminar diez metros y seguir instrucciones (*Mississippi Aphasia Screening Test* [182] > 45), y que no presentaran déficits cognitivos severos (*Mini-Mental State Examination* [183] > 23), contracturas fijas, ni condiciones artríticas u ortopédicas en las piernas. Los participantes sanos se reclutaron del cuerpo de trabajadores de la *Universitat Politècnica de València*. Los participantes con ictus fueron reclutados del servicio ambulatorio del Servicio de Neurorehabilitación de Hospitales Vithas.

La aprobación ética del estudio fue otorgada por el Comité Ético del Hospital Vithas Valencia al Mar. Todos los candidatos elegibles que aceptaron participar en el estudio proporcionaron su consentimiento informado por escrito previamente a su participación en el estudio.

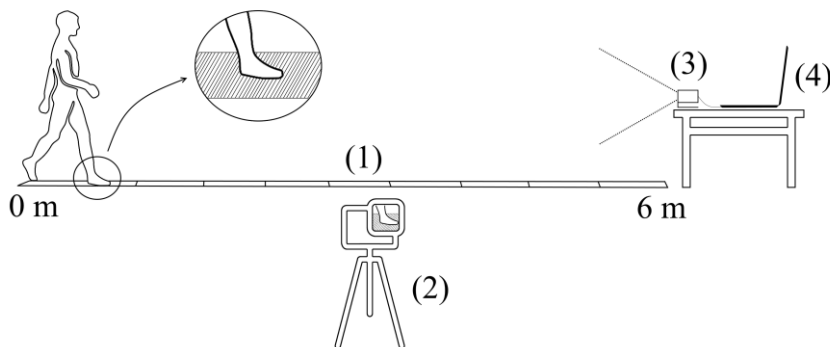
##### *4.3.2.2. Procedimiento*

En ambos centros de reclutamiento se dispuso de una sala dedicada libre de ruidos con uso exclusivo para la realización del estudio.

Se utilizó una Kinect v2 para capturar y registrar las posiciones de las principales articulaciones corporales de los participantes a una frecuencia de 30 Hz. La Kinect v2 se fijó en una plataforma de 80 cm de alto, paralela al suelo. En el suelo de ambas salas se adhirió un vinilo plano

reglado de un metro de ancho y seis de largo a lo largo del eje sagital de Kinect v2, que contenía marcas cada medio centímetro, y que constituyó la pasarela de medición. Finalmente, se utilizó una cámara de video para grabar los movimientos de los participantes. La videocámara se fijó a 70 cm de altura, también orientada paralelamente al suelo en un eje transversal a la pasarela de medición para poder realizar una correcta grabación.

Todos los participantes llevaron ropa ajustada, clara y no reflectante para evitar errores en la estimación de la profundidad o crear falsas detecciones por parte de la videocámara. Un experimentador les explicó brevemente el propósito del estudio. Los participantes se posicionaron inicialmente a una distancia de seis metros de Kinect v2 y se les indicó que caminaran por la pasarela hacia el dispositivo a una velocidad cómoda hasta que llegaran a la plataforma donde se encontraba este dispositivo (Figura 50). Esta prueba se repitió hasta obtener tres repeticiones sin errores. La ejecución de la prueba de todos los participantes se grabó con la cámara de video y se registró con Kinect v2.

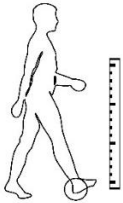
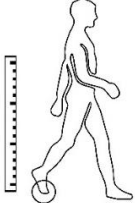





*Figura 50. Montaje para el estudio de la fiabilidad del sistema de análisis de la marcha. (1) vinilo; (2) cámara; (3) Kinect v2; (4) Ordenador portátil*

#### *4.3.2.3. Análisis de los datos*

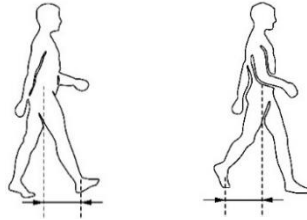
Dado que el rango de seguimiento de Kinect v2 está restringido a unos 4 m (de 4.5 a 0.5 m) [123,124,184], el análisis de los datos se limitó a ese espacio. Se estimaron los parámetros espaciotemporales tanto del video grabado por la videocámara como de los datos basados en Kinect. El video fue analizado visualmente fotograma a fotograma y los eventos de la marcha (apoyo del talón y despegue del pie) se determinaron a partir de la

altura del tobillo y la punta del pie. A partir de estos eventos se estimaron los parámetros espaciotemporales de la marcha usando los cinco métodos diferentes que se han usado previamente en la literatura: 1) basado en la altura del tobillo y el pie; 2) a partir de las velocidades del tobillo y del pie [121,122]; 3) mediante el uso de la distancia máxima entre las rodillas [185]; 4) basándose en la distancia máxima entre la base de la columna y el tobillo y el pie [186]; y 5) a partir de la altura del centro de masas [66]. En la Tabla 19 se encuentran detallados los cinco métodos. Las medidas espaciotemporales incluyeron velocidad, longitud y tiempo de zancada, longitud, tiempo y asimetría de paso, tiempo de doble apoyo y tiempo de oscilación. Valores inusuales obtenidos por Kinect se descartaron. Tras esto, se calcularon los errores medios absolutos y relativos entre las medidas reales obtenidas con la cámara y las obtenidas por Kinect en cada repetición. Después, se calculó la media de las repeticiones para cada participante, y finalmente se obtuvieron los errores medios absolutos y relativos como la media de los participantes.

Método	Apoyo talón	Despegue del pie	Descripción
<i>Altura del tobillo y el pie</i>			El apoyo del talón se define como el primer instante que la altura del tobillo alcanza el mínimo. El despegue del pie se define como el último instante en el que la altura del pie es mínima.
<i>Velocidad del tobillo y el pie</i>			El apoyo del talón se define como el instante cuando la velocidad del tobillo disminuye por debajo de 1 cm/s. El despegue del pie se define como el instante cuando la velocidad del tobillo aumenta por encima de 1 cm/s.
<i>Distancia entre las rodillas</i>		-	El apoyo del talón se define como el instante cuando la distancia entre rodillas es máxima. El despegue del pie no puede ser estimado.



*Distancia entre el spine y el tobillo y el pie.*

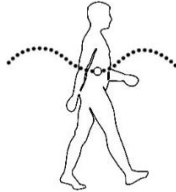


El apoyo del talón se define como el instante en el que la distancia entre el spine base\* y el talón de la pierna adelantada es máxima.

El despegue del pie se define como el instante en el que la distancia entre el spine base\* y el pie de la pierna atrasada es máxima.

\*: El método descrito en la literatura usa el sacro. Como Kinect v2 no proporciona la posición de este hueso, el spine base se utilizó en este caso.

*Altura del centro de masas*



El apoyo del talón se define como el instante cuando la altura del centro de masas alcanza un mínimo.

El despegue del pie no puede ser estimado.

---

*Tabla 19. Descripción de los métodos usados para estimar las medidas espaciotemporales*

### 4.3.3. Resultados

#### 4.3.3.1. Participantes

El grupo control estuvo formado por un total de 45 participantes (31 hombres, 14 mujeres) con una edad media de  $30,6 \pm 7,6$  años. El grupo de participantes que habían sufrido un ictus consistió en 38 sujetos (22 hombres, 16 mujeres), con una edad media de  $56,1 \pm 13,2$  años, una cronicidad media de  $14,7 \pm 8,5$  meses y una puntuación media en la subescala de la marcha de *Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment* [187] de  $10,5 \pm 1,5$ .

#### 4.3.3.2. Precisión de los métodos de estimación de eventos de la marcha en la determinación de los parámetros espaciotemporales de la marcha

La Tabla 20 y la Tabla 21 muestran, para cada parámetro espaciotemporal de la marcha, los errores medios absolutos y relativos (en porcentaje) cometidos por los métodos de estimación de eventos de la marcha, en comparación con las medidas estimadas por inspección visual de las grabaciones de vídeo.

	Altura del tobillo y el pie	Velocidad del tobillo y el pie	Distancia entre las rodillas	Distancia entre base de columna y tobillo y pie	Altura del centro de masas
<i>Velocidad (m/s)</i>	0,078 (6,7%)	0,055 ✓ (4,8%)	0,072 (6,3%)	0,101 (8,4%)	0,069 (6,1%)
<i>Longitud de zancada (m)</i>	0,109 (8,4%)	0,055 ✓ (4,2%)	0,069 (5,2%)	0,103 (7,5%)	0,072 (5,5%)
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	0,095 (8,3%)	0,045 ✓ (4,0%)	0,059 (5,0%)	0,091 (8,0%)	0,061 (5,3%)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,054 (8,4%)	0,020 ✓ (3,2%)	0,034 (5,3%)	0,030 (4,6%)	0,041 (6,4%)
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,051 (8,9%)	0,023 ✓ (4,1%)	0,031 (5,4%)	0,039 (6,9%)	0,035 (6,3%)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,148 (978,4%)	0,045 ✓ (253,7%)	0,099 (619,2%)	0,049 (283,7%)	0,143 (802,7%)
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,106 (53,5%)	0,114 (59,2%)	-	0,064 ✓ (33,9%)	-
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,140 (36,8%)	0,159 (40,1%)	-	0,062 ✓ (19,3%)	-

✓: Menor de los errores cometidos por todos los métodos.

Tabla 20. Precisión de los métodos de estimación de eventos de la marcha en la determinación de los parámetros espaciotemporales de la marcha de sujetos sanos.

	Altura del tobillo y el pie	Velocidad del tobillo y el pie	Distancia entre las rodillas	Distancia entre base de columna y tobillo y pie	Altura del centro de masas
<i>Velocidad (m/s)</i>	0,055 (5,7%)	0,043 (4,5%)	0,036 ✓ (4,3%)	0,047 (5,3%)	0,047 (5,4%)
<i>Longitud de zancada (m)</i>	0,099 (8,8%)	0,025 ✓ (2,4%)	0,031 (3,1%)	0,039 (3,8%)	0,074 (7,2%)
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	0,086 (7,2%)	0,046 ✓ (3,9%)	0,053 (4,4%)	0,065 (5,5%)	0,078 (6,6%)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,031 (6,1%)	0,013 ✓ (2,5%)	0,015 (3,1%)	0,016 (3,2%)	0,046 (8,8%)
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,046 (7,9%)	0,022 ✓ (3,8%)	0,030 (5,1%)	0,044 (7,4%)	0,043 (7,2%)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,101 (325,5%)	0,083 (217,6%)	0,064 (217,0%)	0,054 ✓ (171,1%)	0,127 (516,1%)
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,158 (79,2%)	0,356 (175,1%)	-	0,067 ✓ (34,1%)	-
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,109 (27,6%)	0,145 (37,7%)	-	0,087 ✓ (21,2%)	-

✓: Menor de los errores cometidos por todos los métodos.

Tabla 21. Precisión de los métodos de estimación de eventos de la marcha en la determinación de los parámetros espaciotemporales de la marcha de sujetos con ictus.

El método basado en la velocidad del tobillo y del pie resultó ser la opción más precisa para estimar las medidas de velocidad, zancada y paso para sanos (Tabla 20). Para los pacientes, este método también proporcionó los mejores resultados para el tiempo y longitud de la zancada y el tiempo y longitud de paso (Tabla 21). Los errores absolutos con este método en sujetos sanos y pacientes fueron, respectivamente, 5,5 y 3,6 cm/s para la velocidad de la marcha, 5,5 y 2,5 cm para la longitud de la zancada, y aproximadamente 45 ms para el tiempo de zancada en ambos grupos. Los errores relativos variaron del 2,5 al 5% para todas estas medidas, excepto para la asimetría de paso, cuyo error fue notablemente alto en ambas poblaciones.

El método basado en la distancia entre la base de la columna y el tobillo y el pie resultó ser la opción más precisa para detectar el doble apoyo y el tiempo de balanceo en ambas poblaciones. El error absoluto de este método en la estimación del tiempo de doble apoyo fue de aproximadamente 65 ms para ambos grupos. El error cometido en el tiempo de

balanceo fue de 60 ms en controles y 90 ms en pacientes. Los errores relativos para estas medidas variaron del 20% al 35%.

Los valores medios de cada uno de los parámetros de la marcha obtenidos por los distintos métodos de estimación de eventos de la marcha en la muestra de sujetos sanos y con ictus se muestran en la Tabla 22 y Tabla 23, respectivamente.

	Medidas con la cámara	Altura del tobillo y el pie	Velocidad del tobillo y el pie	Distancia entre las rodillas	Distancia entre base de columna y tobillo y pie	Altura del centro de masas
<i>Velocidad (m/s)</i>	1,144 (0,063)	1,153 (0,100)	1,167 (0,072)	1,182 (0,079)	1,176 (0,097)	1,170 (0,083)
<i>Longitud de zancada (m)</i>	1,306 (0,043)	1,353 (0,123)	1,323 (0,063)	1,324 (0,068)	1,293 (0,109)	1,332 (0,087)
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	1,150 (0,039)	1,196 (0,132)	1,143 (0,053)	1,133 (0,074)	1,156 (0,140)	1,151 (0,087)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,652 (0,021)	0,698 (0,061)	0,661 (0,022)	0,663 (0,040)	0,647 (0,043)	0,660 (0,057)
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,575 (0,020)	0,596 (0,071)	0,571 (0,028)	0,567 (0,038)	0,571 (0,055)	0,576 (0,053)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,031 (0,023)	0,167 (0,159)	0,056 (0,061)	0,114 (0,090)	0,061 (0,058)	0,166 (0,166)
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,191 (0,027)	0,166 (0,107)	0,109 (0,085)	-	0,155 (0,071)	-
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,384 (0,052)	0,512 (0,075)	0,537 (0,092)	-	0,433 (0,034)	-

Tabla 22. Valores medios de cada parámetro espaciotemporal de la marcha obtenido con cada método de estimación de eventos de la marcha en sujetos sanos.

	Medidas con la cámara	Altura del tobillo y el pie	Velocidad del tobillo y el pie	Distancia entre las rodillas	Distancia entre base de columna y tobillo y pie	Altura del centro de masas
<i>Velocidad (m/s)</i>	0,865 (0,050)	0,845 (0,065)	0,905 (0,088)	0,888 (0,058)	0,902 (0,063)	0,878 (0,095)
<i>Longitud de zancada (m)</i>	1,018 (0,036)	0,984 (0,074)	1,061 (0,067)	1,013 (0,039)	1,005 (0,043)	1,041 (0,121)
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	1,198 (0,045)	1,182 (0,071)	1,196 (0,056)	1,164 (0,073)	1,142 (0,066)	1,206 (0,108)

<i>Longitud de paso (m)</i>	0,509 (0,018)	0,516 (0,031)	0,537 (0,029)	0,510 (0,019)	0,508 (0,022)	0,517 (0,074)
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,599 (0,023)	0,587 (0,034)	0,592 (0,035)	0,578 (0,036)	0,560 (0,035)	0,603 (0,062)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,055 (0,025)	0,122 (0,119)	0,092 (0,105)	0,077 (0,073)	0,060 (0,053)	0,158 (0,110)
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,402 (0,053)	0,465 (0,293)	0,531 (0,418)	-	0,400 (0,098)	-
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,801 (0,045)	0,831 (0,227)	0,769 (0,378)	-	0,737 (0,071)	-

*Tabla 23. Valores medios de cada parámetro espaciotemporal de la marcha obtenido con cada método de estimación de eventos de la marcha en sujetos con ictus.*

#### **4.3.4. Discusión**

Los errores detectados en nuestro estudio son comparables, si bien ligeramente superiores que los reportados en estudios previos que involucraron a personas sanas [122,124,132,134,185] y personas que habían sufrido un ictus [137,188], lo que podría explicarse por diferencias en metodologías, condiciones y análisis de los datos. Por ejemplo, a diferencia de estudios previos, que estuvieron centrados en el análisis de la marcha en una cinta de andar [121,133], los participantes del presente estudio tuvieron que caminar de manera convencional. Esto implicó detectar sus movimientos con cambios de tamaño y diferencias en las condiciones de iluminación, lo que podría haber perjudicado a la precisión [131]. Pese a esto, las diferencias detectadas entre las poblaciones pueden explicarse debido a las diferencias que se dan en la velocidad de su marcha [81].

Las imprecisiones en las medidas obtenidas por Kinect v2 podrían deberse a cierta inestabilidad durante la captura del movimiento mediante el dispositivo [189]. Cabe destacar que la captura de la articulación de la punta del pie mediante Kinect v2 es particularmente problemática debido a su inestabilidad y variabilidad [133]. Esto podría explicar que los peores resultados del presente estudio fuesen obtenidos para los eventos de corta duración y longitud (doble apoyo y asimetría de paso), y para aquellos en los que se debe tener en cuenta la detección de la punta del pie (doble apoyo y el tiempo de balanceo). Además, es importante resaltar que, en eventos de corta duración y longitud, pequeños cambios pueden causar errores relativos muy grandes. Los resultados de este estudio sugieren, que el análisis de la marcha con el Kinect v2 debe limitarse a los eventos con una cierta duración y longitud, como la velocidad de la marcha, las medidas

de zancada y de paso. Para estos parámetros, el método basado en la variación de la velocidad del tobillo y del pie [121,122], proporcionó los mejores resultados en ambas poblaciones.

Es importante resaltar que el método de referencia utilizado en este estudio tiene una precisión limitada en comparación con sistemas de laboratorio, como sistemas basados en cámaras infrarrojas o pasarelas instrumentadas [190] y, por tanto, pudo haber añadido errores en las mediciones. Sin embargo, el uso de una cámara de video para el análisis espaciotemporal es asequible, válido y se usa repetidamente en el entorno clínico.

A pesar de las limitaciones, todos los métodos proporcionaron medidas espaciotemporales con un error limitado. Estas características, junto con el bajo coste, la disponibilidad<sup>13</sup> y la naturaleza no invasiva de Kinect v2, podrían respaldar su uso para el análisis espaciotemporal de la marcha en ciertas condiciones y así complementar las herramientas de evaluación tradicionales. El método basado en la variación de la velocidad del tobillo resultó ser el más fiable para estimar las medidas de velocidad, zancada y paso. Los eventos más cortos, como el doble apoyo y el tiempo de balanceo, se estimaron con mayor precisión a partir de la distancia entre la base de la columna, el tobillo y el pie. Aunque la precisión de estos métodos es limitada, puede ser válido complementar las herramientas clínicas convencionales.

---

<sup>13</sup> La Kinect v2 se discontinuó el 25/10/2017.

## **4.4. Estudio 4. Determinación de los valores normativos de la valoración de la marcha**

### **4.4.1. Objetivo**

El objetivo de este estudio fue determinar los valores normativos de la prueba de valoración de la marcha.

De manera análoga al estudio de los valores normativos de las pruebas de valoración postural, en ausencia de un patrón de normalidad, los resultados de las pruebas incluidas en la herramienta de valoración de la marcha únicamente podrían proporcionar valores en términos absolutos, lo que limitaría su aplicabilidad a valoraciones longitudinales, en las que se comparan varias valoraciones de un mismo sujeto para investigar su progresión individual. La determinación de los valores normativos permitió comparar los resultados obtenidos por los sujetos bajo estudio con aquéllos obtenidos por una muestra de sujetos de edad pareada y, por tanto, proporcionar valores en términos relativos.

### **4.4.2. Materiales y métodos**

#### *4.4.2.1. Participantes*

Se reclutó una muestra de sujetos sanos mayores de diez años sin patología motora ni cognitiva diagnosticada. Se descartaron personas con cualquier tipo de prótesis en cadera, rodilla o cualquier parte del tren inferior.

Para la determinación de los valores normativos se requirió un número mínimo de 10 participantes distribuidos en rangos de edad: 1) 10-19 años; 2) 20-29 años; 3) 30-39 años; 4) 40-49 años; 5) 50-59 años; 6) 60-69 años; y 7) mayores de 69 años. El tamaño de la muestra se determinó de manera experimental.

Los sujetos se reclutaron en el consultorio médico del Centro de Salud de la localidad de Fuentesrobles (Fuentesrobles, España), en el Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería de la Universitat Politècnica de València (València, España), en el Polideportivo Virgen del Carmen Beteró (Valencia, España) y en el centro IVANN Instituto Neurociencias (Valencia, España).

#### *4.4.2.2. Procedimiento*

En ambos centros de reclutamiento se dispuso de una sala dedicada libre de ruidos con uso exclusivo para la realización del estudio. Se fijó una Kinect v2 a una altura de 80 cm (sobre una mesa convencional) con su campo de visión orientado hacia un espacio de las salas con, al menos, 8 metros de profundidad. Se colocó una marca en el suelo con cinta adhesiva a una distancia de 6 m de Kinect v2 en su eje longitudinal.

Previamente al estudio, se recogieron datos demográficos (edad, sexo) de los participantes y se les explicó el objetivo del estudio. Se requirió el uso de ropa ceñida, pálida y no reflectante para limitar los errores de seguimiento. Los participantes se ubicaron inicialmente sobre la marca. Un experimentador pidió a los participantes que caminaran hacia la cámara Kinect v2 hasta alcanzar el dispositivo tantas veces como fuera necesario hasta conseguir tres repeticiones válidas. Se indicó a los participantes que caminaran a una velocidad cómoda y que el movimiento fuera autoiniciado. Antes del experimento, a todos los participantes se les permitió practicar hasta lograr una repetición válida. La herramienta de valoración de la marcha registró la posición de las principales articulaciones de los sujetos bajo estudio mediante la Kinect v2 y calculó los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de la marcha tras cada repetición. El experimentador verificó la ejecución de los participantes de acuerdo a los valores de los parámetros espaciotemporales que obtuvieron y descartó aquellas repeticiones que se vieron afectadas por errores de seguimiento o por una ejecución inusual, como paradas repentinas durante la repetición. Como se ha comentado, se requirió un mínimo de tres repeticiones válidas para garantizar la repetitividad.

Las personas sanas fueron evaluadas al menos tres veces con la prueba de análisis de la marcha. Los sujetos se clasificaron en grupos de siete décadas de 10 a 80 años y se calculó la valoración de cada uno de los parámetros en media de cada grupo.

#### *4.4.2.3. Análisis de los datos*

Todos los parámetros obtenidos de la prueba de marcha se registraron como valores absolutos y se calcularon los valores medios de cada uno de



los parámetros para cada grupo de edad. Como se ha descrito en la sección 3.2.2, se registraron 26 parámetros de la marcha descritos en la Tabla 24.

<b>Parámetro</b>	<b>Descripción</b>
<i>Velocidad (m/s)</i>	Distancia recorrida por el participante en un ciclo de marcha dividido por el tiempo que ha tardado en recorrerlo.
<i>Longitud zancada (m)</i>	Distancia entre el apoyo del talón de un pie al siguiente apoyo contiguo del talón del mismo pie. Distancia medida entre dos apoyos consecutivos.
<i>Duración zancada (s)</i>	Tiempo en realizar una zancada
<i>Longitud paso (m)</i>	Distancia, medida en la dirección de progresión, entre el apoyo inicial de un pie al apoyo inicial del otro pie.
<i>Duración paso (s)</i>	Tiempo transcurrido en la consecución de un paso, equivalente a la suma del tiempo de oscilación de un pie más el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde con la etapa de despegue del otro pie.
<i>Ancho paso (m)</i>	Separación lateral entre los apoyos de ambos pies.
<i>Cadencia (pasos/min)</i>	Número de pasos dados por minuto.
<i>Duración apoyo bipodal (s)</i>	Tiempo durante el cual ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.
<i>Duración apoyo bipodal (%)</i>	Porcentaje sobre el total de un ciclo de marcha durante el cual ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.
<i>Tiempo de oscilación (s)</i>	Tiempo durante el cual el pie evaluado no se encuentra en contacto con el suelo, coincide con la duración del apoyo monopodal al pie contrario.
<i>Duración oscilación (%)</i>	Porcentaje sobre el total de un ciclo de marcha durante el cual el pie evaluado no se encuentra en contacto con el suelo, coincide con la duración del apoyo monopodal del pie contrario.
<i>Tiempo despegue (s)</i>	Tiempo desde que el miembro contralateral contacta con el suelo y el despegue del antepié.
<i>Asimetría de paso (m)</i>	Diferencia entre las longitudes de paso en un ciclo de marcha.
<i>Oblicuidad del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano frontal.
<i>Inclinación del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano sagital.
<i>Rotación del tronco (°)</i>	Posición del troco en plano cenital.
<i>Oblicuidad de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano frontal.
<i>Inclinación de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano sagital.
<i>Rotación de la pelvis (°)</i>	Posición de la pelvis en plano cenital.
<i>Abducción-adducción de la cadera (°)</i>	Variación de la apertura de la cadera en el plano frontal.
<i>Flexión-extensión de la cadera (°)</i>	Posición de la flexión o extensión de la cadera durante el ciclo de la marcha.
<i>Valgus-varus de la rodilla (°)</i>	Variación de la apertura de rodillas en el plano frontal.

<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	Posición de la flexión o extensión de la rodilla durante el ciclo de la marcha.
<i>Variación en la altura de la cadera (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura de la cadera.
<i>Variación en la altura de la rodilla (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura de la rodilla.
<i>Variación en la altura del tobillo (m)</i>	Variación de la componente “y”, correspondiente a la altura del tobillo.

*Tabla 24. Parámetros espacio-temporales y cinemáticos evaluados por la aplicación de análisis de la marcha.*

### 4.4.3. Resultados

#### 4.4.3.1. Participantes

Un total de 355 personas sanas, distribuidas en los distintos rangos de edad, formaron parte en el estudio (Tabla 25 y Figura 55).

<b>Edad (años)</b>	<b>Total</b>	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>
<i>10-19</i>	47	24	23
<i>20-29</i>	63	37	26
<i>30-39</i>	55	33	22
<i>40-49</i>	43	14	29
<i>50-59</i>	44	18	26
<i>60-69</i>	47	19	28
<i>≥ 70</i>	56	24	32
<i>Total</i>	355	169	186

*Tabla 25. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración de la marcha por rango de edad y sexo.*

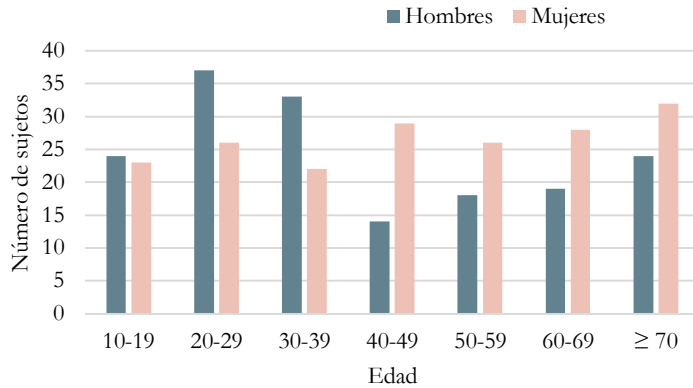


Figura 51. Distribución de los participantes incluidos en el estudio de determinación de los resultados normativos de la herramienta de valoración de la marcha por rango de edad y sexo.

#### 4.4.3.2. Valores normativos

Todos los sujetos realizaron con éxito todas las pruebas, por lo que los resultados de todas ellas fueron incluidos en la determinación de los valores normativos.

La Tabla 26 muestra los resultados normativos de los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de la marcha obtenidos por los participantes, distribuidos por rangos de edad.

	Edad						
	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥70
<i>Velocidad (m/s)</i>	1,16 (0,15)	1,18 (0,15)	1,16 (0,12)	1,19 (0,15)	1,16 (0,19)	1,06 (0,17)	0,94 (0,19)
<i>Longitud de zancada (m)</i>	1,23 (0,11)	1,32 (0,11)	1,29 (0,10)	1,27 (0,14)	1,25 (0,14)	1,19 (0,16)	1,05 (0,16)
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	1,08 (0,09)	1,13 (0,10)	1,12 (0,10)	1,08 (0,09)	1,09 (0,12)	1,13 (0,10)	1,19 (0,12)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,63 (0,05)	0,67 (0,06)	0,65 (0,05)	0,64 (0,07)	0,62 (0,07)	0,60 (0,08)	0,52 (0,08)
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,54 (0,05)	0,56 (0,05)	0,56 (0,05)	0,54 (0,05)	0,55 (0,06)	0,56 (0,05)	0,59 (0,07)
<i>Ancho de paso (m)</i>	0,11 (0,03)	0,12 (0,03)	0,12 (0,03)	0,11 (0,02)	0,12 (0,03)	0,10 (0,03)	0,13 (0,04)
<i>Cadencia (pasos/min)</i>	111,87 (9,27)	107,43 (9,60)	107,87 (10,25)	112,37 (9,36)	111,15 (12,03)	107,56 (9,10)	102,04 (9,99)

<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,05 (0,08)	0,06 (0,13)	0,04 (0,02)	0,05 (0,03)	0,06 (0,13)	0,12 (0,26)	0,07 (0,08)
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,40 (0,05)	0,43 (0,14)	0,43 (0,15)	0,41 (0,12)	0,41 (0,14)	0,42 (0,12)	0,42 (0,07)
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,28 (0,07)	0,29 (0,08)	0,29 (0,07)	0,29 (0,09)	0,31 (0,10)	0,37 (0,19)	0,42 (0,19)
<i>Oblicuidad del tronco (°)</i>	4,35 (1,36)	5,05 (1,66)	4,69 (1,18)	4,29 (1,25)	5,17 (2,82)	4,87 (1,52)	4,76 (1,31)
<i>Inclinación del tronco (°)</i>	6,29 (1,68)	6,26 (0,95)	6,35 (1,64)	5,90 (1,02)	5,28 (1,02)	5,47 (1,26)	5,55 (1,43)
<i>Rotación del tronco (°)</i>	14,17 (3,95)	15,61 (3,95)	16,12 (3,65)	17,08 (3,82)	17,34 (3,11)	17,80 (5,25)	14,87 (3,89)
<i>Oblicuidad de la pelvis (°)</i>	8,35 (2,14)	6,46 (1,98)	7,63 (2,55)	7,49 (3,11)	7,72 (2,12)	7,41 (1,64)	8,22 (1,80)
<i>Inclinación de la pelvis (°)</i>	17,34 (3,85)	13,68 (3,85)	16,08 (5,38)	16,75 (8,25)	17,08 (5,59)	19,13 (5,64)	19,67 (5,46)
<i>Rotación de la pelvis (°)</i>	11,12 (4,06)	10,16 (3,74)	11,04 (3,62)	13,08 (2,90)	10,15 (2,27)	11,72 (3,29)	11,03 (3,09)
<i>Abducción-adducción de la cadera (°)</i>	10,19 (2,51)	10,09 (1,98)	9,39 (2,10)	11,26 (3,19)	11,95 (3,47)	11,56 (1,69)	12,58 (3,70)
<i>Flexión-extensión de la cadera (°)</i>	57,36 (6,33)	53,82 (6,06)	52,70 (5,76)	56,58 (4,76)	56,72 (5,72)	55,94 (7,71)	48,42 (8,65)
<i>Variación en altura de la cadera (cm)</i>	0,06 (0,01)	0,07 (0,01)	0,07 (0,01)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)	0,05 (0,01)
<i>Valgus-varus de la rodilla (°)</i>	18,42 (3,73)	19,52 (4,56)	17,65 (5,51)	19,17 (5,44)	21,68 (4,46)	21,61 (4,42)	22,81 (7,42)
<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	52,45 (4,19)	50,66 (7,66)	50,33 (4,85)	50,53 (5,58)	47,97 (5,80)	47,75 (5,27)	46,38 (6,24)
<i>Variación en altura de la rodilla (cm)</i>	0,16 (0,13)	0,10 (0,02)	0,10 (0,04)	0,10 (0,07)	0,09 (0,05)	0,08 (0,04)	0,11 (0,09)
<i>Variación en altura del tobillo (cm)</i>	0,17 (0,04)	0,20 (0,03)	0,20 (0,09)	0,21 (0,06)	0,17 (0,02)	0,17 (0,02)	0,17 (0,05)

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis)

*Tabla 26. Valores normativos de los parámetros espaciotemporales de la prueba de marcha*

La velocidad, longitud y tiempo de zancada se muestran de manera gráfica en Figura 52. Además, se calcularon los patrones cinemáticos de cada uno de los rangos de edad para la oblicuidad, inclinación y rotación tanto del

tronco como de la pelvis, abducción-aducción y flexo-extensión de la cadera, valgus-varus y flexo-extensión de la rodilla y las variaciones de alturas en cadera, rodilla y tobillo. En concreto, en las Tabla 27, Tabla 28, Tabla 29, Tabla 30 y la Tabla 31 se ejemplifican los patrones cinemáticos mencionados, para cada uno de los rangos de edad obtenidos.

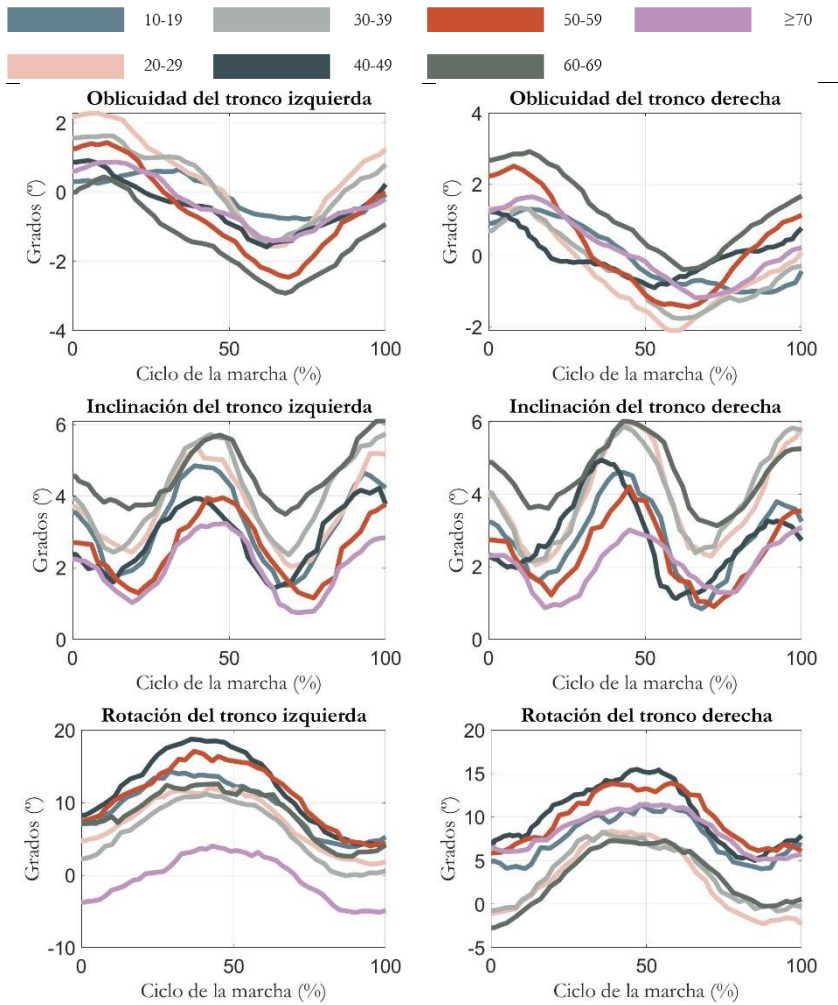


Tabla 27. Patrones cinemáticos del tronco calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.

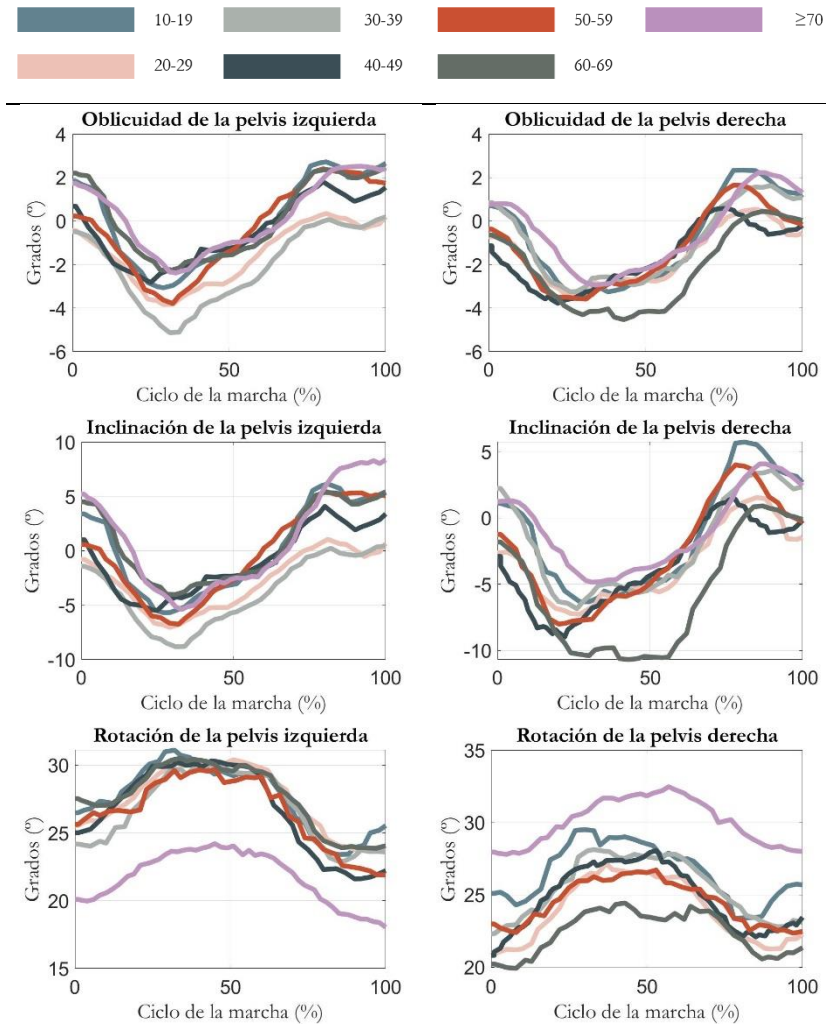


Tabla 28. Patrones cinemáticos de la pelvis calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.

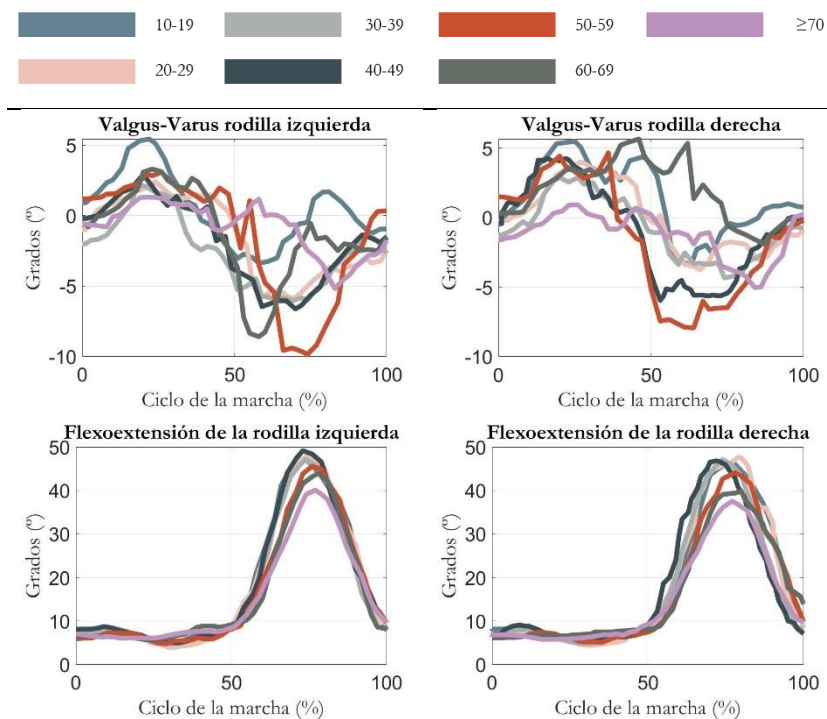


Tabla 29. Patrones cinemáticos de la cadera calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.



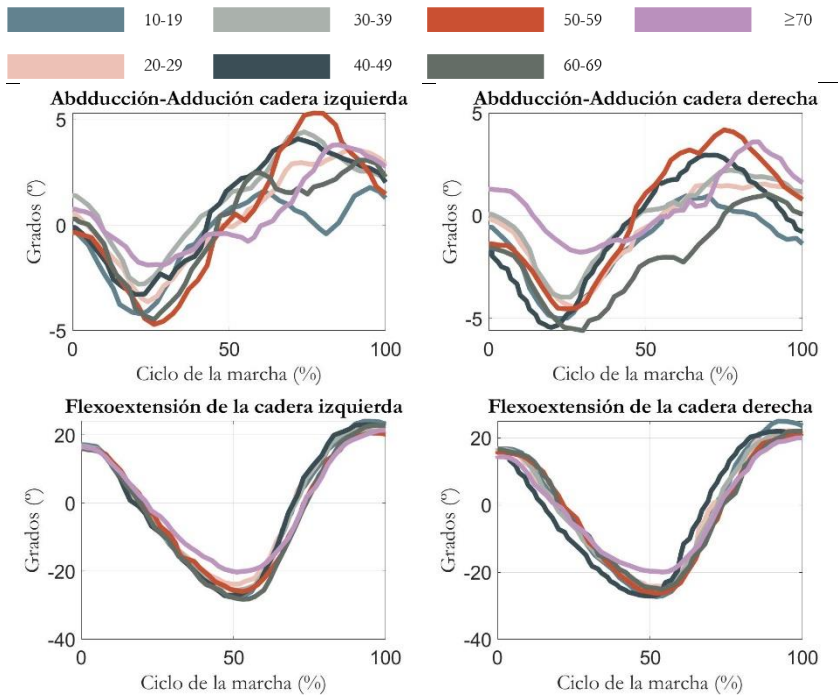


Tabla 30. Patrones cinemáticos de la rodilla calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.

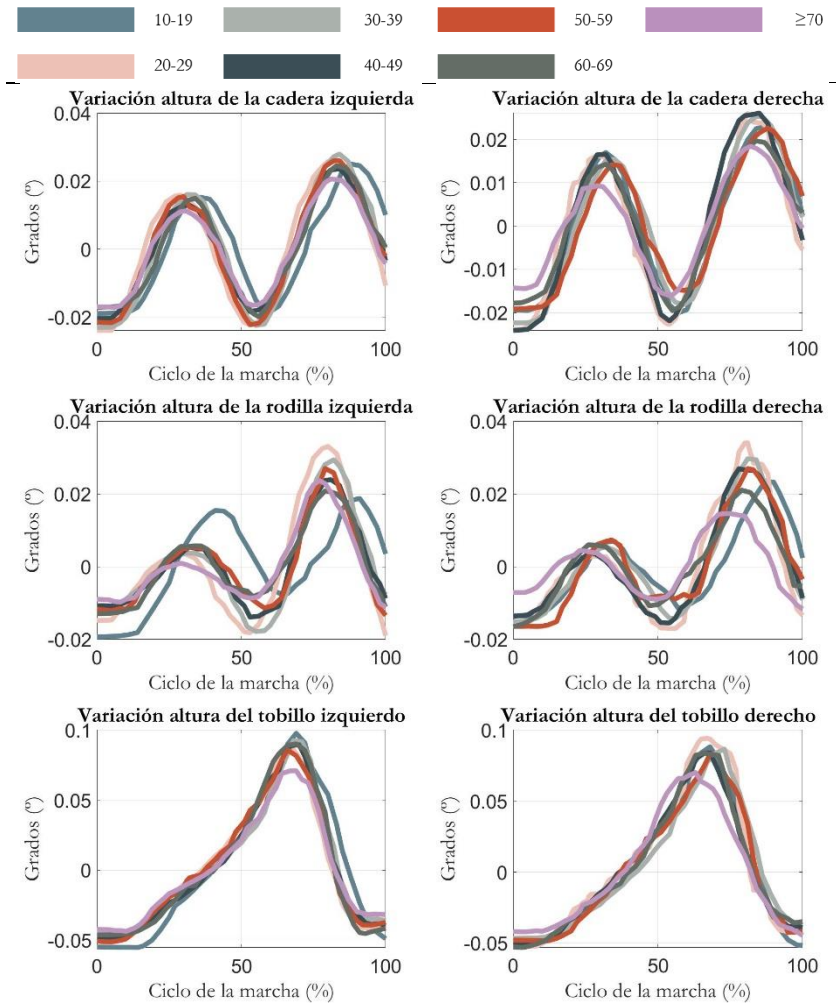


Tabla 31. Patrones cinemáticos de las alturas de cadera, rodilla y tobillo calculados por la aplicación de análisis de la marcha en los diferentes rangos de edad estudiados.

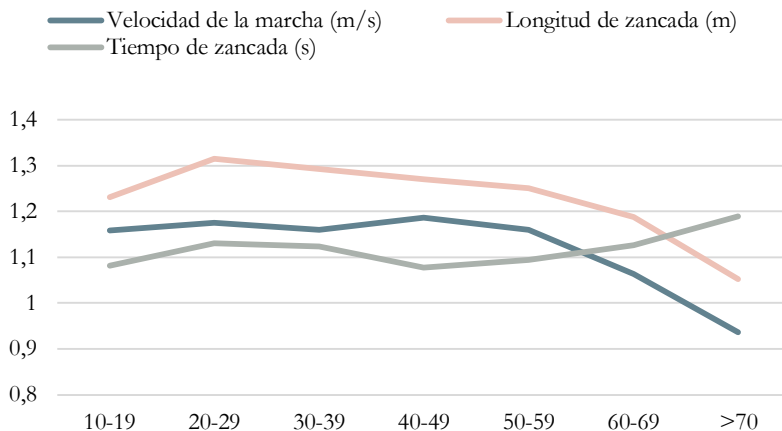


Figura 52. Velocidad, longitud de zancada y tiempo de zancada para cada rango de edad.

#### 4.4.4. Discusión

Las diferencias encontradas entre grupos de edad en los parámetros de la marcha investigados evidencia la dependencia de la ejecución de la prueba con la edad, la cual ha sido reportada repetidamente en estudios previos [191–195]. Por ejemplo, aunque todos los participantes del estudio mostraron cinemáticas similares de cadera y rodilla, la flexión máxima en la rodilla disminuyó con la edad, lo que ha sido respaldado por estudios previos [196]. Análogamente, la disminución detectada en la velocidad de la marcha con la edad, asociada a una disminución en la longitud de la zancada, ha sido sugerida como una compensación natural para obtener una marcha más segura y estable en rangos de edad avanzada [196].

Pese a que los resultados de este estudio son coherentes con los efectos de la edad en la marcha humana reportados previamente y que los parámetros cinemáticos hallados en nuestro estudio mostraron formas y variaciones similares a las detectadas en estudios anteriores [125,193], los valores de los parámetros investigados en este estudio varían, en términos absolutos, respecto a estudios previos. Estas discrepancias fueron encontradas tanto en las características espaciotemporales como cinemáticas de la marcha. Así, los parámetros espaciotemporales y los valores máximos de las curvas presentaron valores consistentemente más bajos [195]. Este hecho puede deberse al limitado rango de funcionamiento de Kinect v2

(Tabla 5), que limita el espacio de análisis efectivo a unos 4 o 4,5 m. Para poder tener el máximo número de pasos incluidos en este espacio, se pidió a los participantes que caminaran hasta el dispositivo, lo cual les obligó a desacelerar la marcha para evitar la colisión con éste. Además, los participantes empezaron a caminar desde una distancia de 6 m, lo que les proporcionó un espacio de sólo 1 o 1,5 m en el que iniciar la marcha antes de que fueran detectados por el sistema de *tracking* de Kinect v2. Estas dos limitaciones metodológicas, propiciadas por las limitaciones técnicas del dispositivo de seguimiento utilizado, pudo haber impedido a los participantes alcanzar y mantener una velocidad de la marcha normativa [193], lo cual podría explicar las diferencias detectadas con estudios previos. Como prueba, existen resultados similares a los nuestros con una distancia de análisis similar [197]. Es importante tener en cuenta, por tanto, que las fases de aceleración y desaceleración de la marcha, comúnmente descartadas en estudios clínicos de la marcha, no sólo estuvieran incluidas en el desempeño de los participantes, sino que tuvieran una gran relevancia en su ejecución. Pese a que la fase de aceleración podría haberse evitado completamente aumentando la distancia a la que se iniciaba la marcha, esto hubiera requerido mayor espacio para llevar a cabo la prueba, lo cual, en la práctica, podría limitar su aplicabilidad en el espacio clínico. Adicionalmente, este hecho podría haber aumentado la velocidad de la marcha de algunos sujetos, lo que, en los casos más extremos, hubiera impedido que los individuos dieran al menos tres pasos en el espacio de análisis efectivo de la herramienta para que ésta calculara los parámetros correctamente. Sin embargo, y pese a que la inclusión parcial de las fases de aceleración y desaceleración de la marcha impide la comparación directa con los resultados normativos obtenidos por estudios previos [197], los resultados normativos de la herramienta de valoración de la marcha obtenidos posibilitan el estudio comparativo de individuos con alteraciones de la marcha siempre que la metodología empleada en su valoración sea consistente con la empleada en la determinación de los resultados de la muestra de individuos sanos.

La herramienta de valoración de la marcha desarrollada permitió registrar de manera satisfactoria los principales parámetros cinemáticos de la marcha humana excepto aquéllos que involucraron la articulación del pie. Pese a que, como se ha mencionado anteriormente, Kinect v2 es capaz

de realizar el *tracking* de 25 articulaciones, incluyendo una articulación virtual situada en el centro de los pies, el cual es necesario para estimar la cinemática del tobillo, la precisión de este punto es limitada, lo cual desaconseja su uso [133].

## 4.5. Estudio 5. Sensibilidad, validez y fiabilidad de la herramienta de valoración de la marcha en sujetos con ictus

### 4.5.1. Objetivo

El objetivo de este estudio fue determinar la sensibilidad, validez y fiabilidad de la herramienta de valoración de la marcha desarrollado en una muestra representativa de sujetos con ictus.

### 4.5.2. Materiales y métodos

#### 4.5.2.1. Participantes

Fueron candidatos a participar en el estudio todos los pacientes con diagnóstico de ictus que estaban atendiendo un protocolo de rehabilitación en el Servicio de Neurorehabilitación del Hospital Vithas Valencia al Mar (València, España) y en el Centro de Daño Cerebral Vithas Vinalopó (Elx, España). Los criterios de inclusión y exclusión del estudio se muestran en la Tabla 14.

<b>Criterios de inclusión</b>	<b>Criterios de exclusión</b>
Edad <b>desde</b> 16 hasta 80 años	Pacientes con demencia o afasia severa
Diagnóstico de ictus	Pacientes con déficits visuales o auditivos que impidan la interacción con el sistema
Capacidad para caminar 10 metros	
Ausencia de déficits cognitivos ( <i>Mini-Mental State Examination</i> [165] >23)	Pacientes con negligencia unilateral espacial
Capacidad de seguir instrucciones	

*Tabla 32. Criterios de participación en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la marcha.*

Se calculó un tamaño de muestra de 82 participantes con ictus para garantizar una potencia de 0,80, asumiendo un tamaño de efecto de 0,3 y una probabilidad de error de dos colas de 0,05.

El estudio fue aprobado por el Comité Ético del Hospital Vithas Valencia al Mar. Todos los candidatos elegibles que aceptaron participar en el estudio proporcionaron su consentimiento informado por escrito previamente a su participación en el estudio.

#### *4.5.2.2. Procedimiento*

De manera análoga al estudio de determinación de los valores normativos de la herramienta de valoración de la marcha, en ambos centros de reclutamiento se dispuso de una sala dedicada libre de ruidos con uso exclusivo para la realización del estudio en las que se replicó el mismo montaje experimental. Previamente al estudio se explicó a los participantes el objetivo del estudio y lo que se esperaba de ellos. Como a los participantes sanos del estudio de los valores normativos, a los participantes con ictus se les requirió el uso de ropa ceñida, pálida y no reflectante para limitar los errores de seguimiento.

La marcha de todos los participantes fue valorada mediante la herramienta desarrollada usando una Kinect v2 como dispositivo de interacción. El procedimiento del estudio de la marcha con la herramienta desarrollada fue análogo al del estudio de determinación de los valores normativos de la herramienta de marcha (ver sección 4.4.2.2).

Además, la marcha de los participantes fue valorada con el *Dynamic Gait Index* [1,69], el *One-Minute Walk Test* [76] y el *10-Meter Walk Test* [74]. Todas las evaluaciones tuvieron lugar en el mismo día.

Finalmente, la mitad de los participantes fueron seleccionados aleatoriamente para estimar la fiabilidad de la herramienta. La marcha de 21 participantes, un cuarto del total, fue valorada con la herramienta desarrollada por dos experimentadores diferentes para determinar la fiabilidad inter-evaluador. La marcha de los restantes 21 participantes fue evaluada dos veces por el mismo experimentador para determinar la fiabilidad intra-evaluador. Estas pruebas también fueron realizadas en el mismo día.

La valoración de la marcha mediante la herramienta desarrollada y mediante las herramientas clínicas se realizó en la misma semana.

#### *4.5.2.3. Análisis de los datos*

La sensibilidad de la herramienta se determinó a partir de su capacidad para identificar diferencias entre los participantes con ictus y los participantes sanos. Las diferencias entre los resultados de los participantes con ictus y los resultados normativos en cada prueba se investigaron con pruebas *t* de Student.

La validez convergente de las pruebas de la herramienta de valoración de la marcha desarrollada con escalas y test clínicos se investigó mediante correlaciones bivariadas de Pearson.

La fiabilidad inter e intraevaluador se determinó mediante el coeficiente de correlación intraclass (ICC). Valores de ICC mayores de 0,75 se consideraron representativos de una excelente fiabilidad. Valores entre 0,6 y 0,75 y entre 0,4 y 0,6 se consideraron representativos de una fiabilidad alta y moderada, respectivamente [172]. Se determinaron también el error estándar de medida y el cambio mínimo detectable. Valores de cambio mínimo detectable mayores al 30% se consideraron pobres, valores entre 10% y 30% se consideraron aceptables, y valores menores al 10% se consideraron excelentes [64].

### 4.5.3. Resultados

#### 4.5.3.1. Participantes

Un total de 82 personas con ictus (55 hombres y 27 mujeres) participaron en el estudio. Los participantes tenían una edad media de  $48,3 \pm 16,1$  años y presentaban un ictus isquémico ( $n = 41$ ) o hemorrágico ( $n = 41$ ), y un tiempo medio desde la lesión de  $748,5 \pm 785,1$  días. La Tabla 33 muestra las características demográficas y clínicas de la muestra.

Característica	Valor
<i>Sexo (n, %)</i>	
<i>Hombres</i>	55 (67,1 %)
<i>Mujeres</i>	27 (32,9 %)
<i>Edad (años)</i>	$48,3 \pm 16,1$
<i>Cronicidad (días)</i>	$748,6 \pm 785,1$
<i>Etiología (n, %)</i>	
<i>Ictus hemorrágico</i>	41 (50 %)
<i>Ictus isquémico</i>	41 (50 %)

Tabla 33. Características de los participantes en el estudio de validez de la herramienta de valoración de la marcha.

#### 4.5.3.2. Sensibilidad

Se observaron diferencias significativas en el desempeño motor de ambos grupos para la mayoría de los valores espaciotemporales de la marcha. Los participantes sanos mostraron valores de velocidad de la marcha más elevados en comparación con los participantes que habían sufrido un ictus.



La longitud de zancada y de paso fue ligeramente superior en individuos sanos. El tiempo de zancada y de paso evidenciaron valores más altos en individuos con ictus, al igual que el ancho de paso, que también tuvo valores más altos en los participantes que habían sufrido un ictus. Estos participantes también mostraron un mayor tiempo de doble apoyo en comparación con los individuos sanos.

Con respecto a los valores cinemáticos, los participantes que habían sufrido un ictus mostraron una mayor inclinación del tronco en comparación con los controles. El resto de parámetros espaciotemporales y cinemáticos evidenciaron diferentes valores entre ambas poblaciones, lo que dio lugar a múltiples diferencias estadísticamente significativas (Tabla 26 y Tabla 34).

Los efectos de la edad también se pudieron observar en ambos grupos, todos los participantes mostraron una velocidad de la marcha casi invariable, que disminuyó para aquellos participantes mayores de 60 años. Este efecto negativo de la edad sobre la velocidad de la marcha se evidenció tanto en los participantes sanos ( $r(353) = -,38; p < ,01$ ) como en los participantes con ictus ( $r(80) = -,47; p < ,01$ ) (Tabla 26 y Tabla 34). La zancada y la longitud del paso mostraron una clara disminución con la edad en adultos sanos ( $r(353) = -,39; p < ,01$  y  $r(353) = -,42; p < ,01$ , respectivamente) y adultos que habían sufrido un ictus ( $r(80) = -,52; p < ,01$  y  $r(80) = -,52; p < ,01$ , respectivamente). Por el contrario, el tiempo de zancada y de paso se mantuvo estable para todos los participantes. Los participantes sanos mostraron un mayor tiempo de doble apoyo en edades más avanzadas ( $r(353) = ,34; p < ,01$ ), lo que también se reflejó en los participantes con ictus ( $r(80) = ,30; p < ,01$ ). La flexo-extensión de la rodilla también evidenció una disminución con la edad en el grupo sano ( $r(353) = ,33; p < ,01$ ), que no se reflejó en los individuos con ictus ( $r(80) = -,15; p < ,05$ ). Se detectó un efecto de edad similar para la inclinación del tronco. Mientras que los individuos sanos mostraron una disminución de la inclinación del tronco con la edad ( $r(353) = -,23; p < ,05$ ), los individuos que habían sufrido un ictus no mostraron una tendencia clara ( $r(80) = ,16; p < ,05$ ). Otros parámetros espacio-temporales y cinemáticos no mostraron una clara tendencia relacionada con la edad.

	Edad						
	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥70
<i>Velocidad (m/s)</i>	1,16 (0,15)	1,18 (0,15)	1,16 (0,12)*	1,19 (0,15)**	1,16 (0,19)**	1,06 (0,17)**	0,94 (0,19)**
<i>Longitud de zancada (m)</i>	1,23 (0,11)**	1,32 (0,11)	1,29 (0,10)**	1,27 (0,14)**	1,25 (0,14)**	1,19 (0,16)**	1,05 (0,16)**
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	1,08 (0,09)**	1,13 (0,10)	1,12 (0,10)	1,08 (0,09)**	1,09 (0,12)**	1,13 (0,10)**	1,19 (0,12)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,63 (0,05)*	0,67 (0,06)	0,65 (0,05)**	0,64 (0,07)**	0,62 (0,07)**	0,60 (0,08)**	0,52 (0,08)**
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,54 (0,05)**	0,56 (0,05)	0,56 (0,05)	0,54 (0,05)**	0,55 (0,06)**	0,56 (0,05)**	0,59 (0,07)
<i>Ancho de paso (m)</i>	0,11 (0,03)**	0,12 (0,03)	0,12 (0,03)**	0,11 (0,02)**	0,12 (0,03)**	0,10 (0,03)**	0,13 (0,04)**
<i>Cadencia (pasos/min)</i>	111,87 (9,27)**	107,43 (9,60)	107,87 (10,25)	112,37 (9,36)**	111,15 (12,03)**	107,56 (9,10)**	102,04 (9,99)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,05 (0,08)**	0,06 (0,13)	0,04 (0,02)*	0,05 (0,03)*	0,06 (0,13)*	0,12 (0,26)	0,07 (0,08)
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,40 (0,05)	0,43 (0,14)	0,43 (0,15)*	0,41 (0,12)	0,41 (0,14)	0,42 (0,12)	0,42 (0,07)**
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,28 (0,07)	0,29 (0,08)	0,29* (0,07)	0,29 (0,09)**	0,31 (0,10)**	0,37 (0,19)	0,42 (0,19)
<i>Oblicuidad del tronco (°)</i>	4,35 (1,36)	5,05 (1,66)	4,69 (1,18)*	4,29 (1,25)	5,17 (2,82)	4,87 (1,52)**	4,76 (1,31)**
<i>Inclinación del tronco (°)</i>	6,29 (1,68)	6,26 (0,95)	6,35 (1,64)*	5,90 (1,02)**	5,28 (1,02)**	5,47 (1,26)**	5,55 (1,43)**
<i>Rotación del tronco (°)</i>	14,17 (3,95)**	15,61 (3,95)	16,12 (3,65)*	17,08 (3,82)*	17,34 (3,11)	17,80 (5,25)	14,87 (3,89)**
<i>Oblicuidad de la pelvis (°)</i>	8,35 (2,14)	6,46 (1,98)	7,63 (2,55)	7,49 (3,11)	7,72 (2,12)	7,41 (1,64)	8,22 (1,80)
<i>Inclinación de la pelvis (°)</i>	17,34 (3,85)	13,68 (3,85)	16,08 (5,38)	16,75 (8,25)	17,08 (5,59)	19,13 (5,64)	19,67 (5,46)
<i>Rotación de la pelvis (°)</i>	11,12 (4,06)	10,16 (3,74)*	11,04 (3,62)	13,08 (2,90)	10,15 (2,27)*	11,72 (3,29)	11,03 (3,09)*
<i>Abducción-adducción de la cadera (°)</i>	10,19 (2,51)	10,09 (1,98)	9,39 (2,10)**	11,26 (3,19)	11,95 (3,47)	11,56 (1,69)	12,58 (3,70)
<i>Flexión-extensión de la cadera (°)</i>	57,36 (6,33)	53,82 (6,06)	52,70 (5,76)	56,58 (4,76)	56,72 (5,72)*	55,94 (7,71)*	48,42 (8,65)
<i>Variación en altura de la cadera (cm)</i>	0,06 (0,01)	0,07 (0,01)**	0,07 (0,01)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)	0,05 (0,01)
<i>Valgus-varus de la rodilla (°)</i>	18,42 (3,73)	19,52 (4,56)	17,65 (5,51)	19,17 (5,44)	21,68 (4,46)	21,61 (4,42)	22,81 (7,42)
<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	52,45 (4,19)	50,66 (7,66)	50,33 (4,85)**	50,53 (5,58)	47,97 (5,80)	47,75 (5,27)	46,38 (6,24)

<i>Variación en altura de la rodilla (cm)</i>	0,16 (0,13)	0,10 (0,02)	0,10 (0,04)	0,10 (0,07)	0,09 (0,05)	0,08 (0,04)	0,11 (0,09)
<i>Variación en altura del tobillo (cm)</i>	0,17 (0,04)	0,20 (0,03)**	0,20 (0,09)	0,21 (0,06)	0,17 (0,02)	0,17 (0,02)	0,17 (0,05)

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis). Los parámetros en los que se encontraron diferencias entre los participantes sanos y con ictus se resaltan con la significación estadística de las diferencias encontradas. \*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

*Tabla 26. Valores medios de los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de los participantes sanos.<sup>14</sup>*

---

<sup>14</sup> La Tabla 26 se proporcionó en la sección 4.4.3.2, pero se vuelve a proporcionar en esta sección para facilitar la interpretación de los resultados y añadiendo la significación estadística en comparación con sujetos con ictus.

	Edad						
	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥70
<i>Velocidad (m/s)</i>	1,13 (0,22)	1,18 (0,34)	1,03 (0,26)*	0,90 (0,31)**	0,81 (0,28)**	0,75 (0,37)**	0,67 (0,14)**
<i>Longitud de zancada (m)</i>	1,40 (0,11)**	1,30 (0,26)	1,16 (0,20)**	1,07 (0,25)**	1,00 (0,28)**	0,92 (0,37)**	0,82 (0,18)**
<i>Tiempo de zancada (s)</i>	1,31 (0,34)**	1,15 (0,19)	1,17 (0,19)	1,26 (0,28)**	1,31 (0,27)**	1,35 (0,30)**	1,22 (0,11)
<i>Longitud de paso (m)</i>	0,68 (0,08)*	0,64 (0,10)	0,58 (0,10)**	0,55 (0,12)**	0,49 (0,14)**	0,46 (0,19)**	0,41 (0,08)**
<i>Tiempo de paso (s)</i>	0,64 (0,18)**	0,58 (0,11)	0,59 (0,10)	0,63 (0,14)**	0,65 (0,12)**	0,68 (0,15)**	0,61 (0,06)
<i>Ancho de paso (m)</i>	0,15 (0,05)**	0,13 (0,03)	0,17 (0,06)**	0,18 (0,05)**	0,21 (0,07)**	0,18 (0,05)**	0,17 (0,06)**
<i>Cadencia (pasos/min)</i>	97,66 (15,79)**	107,41 (15,90)	105,02 (15,07)	99,22 (20,24)**	94,34 (14,48)**	92,23 (17,62)**	98,96 (9,79)
<i>Asimetría de paso (m)</i>	0,28 (0,24)**	0,04 (0,04)	0,05 (0,04)*	0,08 (0,08)*	0,07 (0,05)*	0,06 (0,05)	0,10 (0,05)
<i>Tiempo de balanceo (s)</i>	0,33 (0,13)	0,47 (0,09)	0,38 (0,08)*	0,41 (0,07)	0,36 (0,11)	0,41 (0,06)	0,33 (0,13)**
<i>Tiempo de doble apoyo (s)</i>	0,32 (0,07)	0,26 (0,19)	0,37 (0,20)*	0,46 (0,21)**	0,47 (0,17)**	0,46 (0,23)	0,45 (0,15)
<i>Oblicuidad del tronco (°)</i>	5,85 (2,47)	4,97 (1,74)	6,19 (2,51)*	6,44 (3,72)	6,97 (3,64)	8,27 (3,61)**	7,58 (2,54)**
<i>Inclinación del tronco (°)</i>	8,04 (1,70)	7,95 (1,99)*	8,32 (2,72)*	9,15 (3,10)**	7,96 (2,92)**	9,99 (5,47)**	9,49 (3,79)**
<i>Rotación del tronco (°)</i>	21,7 (4,45)**	16,82 (4,29)	22,42 (9,23)*	21,93 (6,95)*	22,24 (8,81)	17,06 (5,56)	20,25 (3,04)
<i>Oblicuidad de la pelvis (°)</i>	9,27 (1,64)	6,88 (2,60)	9,55 (3,07)	9,52 (2,85)	9,16 (2,17)	7,85 (1,64)	9,22 (4,05)
<i>Inclinación de la pelvis (°)</i>	19,86 (4,53)	13,84 (5,51)	23,29 (9,87)*	20,74 (7,74)	23,74 (9,77)	20,20 (8,68)	21,56 (8,67)
<i>Rotación de la pelvis (°)</i>	15,45 (4,75)	15,20 (7,09)*	14,68 (6,33)	16,01 (5,94)	15,66 (7,06)*	12,12 (5,45)	13,63 (1,81)*
<i>Abducción-adducción de la cadera (°)</i>	11,74 (3,22)	10,58 (2,59)	13,33 (2,45)**	13,00 (3,52)	12,05 (2,09)	12,02 (2,89)	14,20 (2,06)
<i>Flexión-extensión de la cadera (°)</i>	59,49 (9,03)	56,49 (6,80)	55,22 (7,82)	52,84 (7,22)	49,28 (9,49)*	49,52 (8,18)*	45,30 (9,86)
<i>Variación en altura de la cadera (cm)</i>	0,20 (0,24)	0,37 (0,32)**	0,07 (0,02)	0,18 (0,34)	0,06 (0,02)	0,07 (0,06)	0,05 (0,01)
<i>Valgus-varus de la rodilla (°)</i>	22,17 (11,84)	19,41 (5,98)	21,79 (7,10)	19,36 (6,11)	18,61 (4,40)	19,95 (6,01)	22,97 (4,97)

<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	49,37 (7,36)	45,03 (16,58)	43,74 (8,14)**	50,06 (12,75)	44,89 (8,83)	39,60 (15,53)	41,40 (8,89)
<i>Variación en altura de la rodilla (cm)</i>	0,19 (0,16)	0,09 (0,03)	0,15 (0,16)	0,10 (0,03)	0,13 (0,12)	0,18 (0,24)	0,12 (0,05)
<i>Variación en altura del tobillo (cm)</i>	0,23 (0,11)	0,33 (0,13)**	0,19 (0,05)	0,23 (0,13)	0,17 (0,05)	0,17 (0,07)	0,14 (0,05)

Todas las medidas están expresadas en términos de media y desviación estándar (en paréntesis). Los parámetros en los que se encontraron diferencias entre los participantes sanos y con ictus se resaltan con la significación estadística de las diferencias encontradas. \*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$ .

Tabla 34. Valores medios de los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de los participantes que han sufrido un ictus.

#### 4.5.3.3. Validez convergente

Se detectaron correlaciones significativas entre todas las pruebas clínicas estandarizadas y los parámetros espaciotemporales obtenidos mediante la aplicación de análisis de la marcha basada en Kinect v2, excepto para la asimetría de la marcha (Tabla 35). Además, se encontraron correlaciones fuertes entre todos los instrumentos clínicos y la velocidad, zancada, paso y cadencia, excepto en las interacciones entre la *Dynamic Gait Index* y la zancada y la longitud de paso, que fueron muy fuertes, y entre el *10-Meter Walk Test* y el tiempo de zancada y la cadencia, que fueron moderadas. Las correlaciones entre los instrumentos clínicos y el tiempo de doble apoyo fueron moderadas, mientras que las correlaciones entre los instrumentos clínicos y el ancho del paso y el tiempo de oscilación fueron débiles, excepto para la correlación entre el *10-Meter Walk Test* y el tiempo de oscilación, que fue moderada.

También se encontraron correlaciones significativas entre los instrumentos clínicos y los parámetros cinemáticos. La fuerza de la correlación con instrumentos clínicos fue moderada para la flexoextensión de la cadera, la variación de la altura de la cadera, y la oblicuidad y la inclinación del tronco, a excepción de la correlación entre la inclinación del tronco y el *10-Meter Walk Test*, que fue fuerte, y entre la abducción de la cadera y la flexoextensión de la rodilla con el *One-Minute Walk Test*, que no fue significativa. Se encontró una correlación moderada adicional entre la variación de la altura de la cadera y el *One-Minute Walk Test*. No se encontraron correlaciones para la rotación del tronco, la oblicuidad y la rotación de la

pelvis, la flexión de la cadera y la rodilla, y la alineación de valgo-varo y la altura de la rodilla con escalas clínicas.

Parámetro	Dynamic gait index	One-Minute Walk Test	10-Meter Walk Test
Velocidad	0,793**	0,754**	-0,675**
Longitud de zancada	0,822**	0,684**	-0,726**
Tiempo de zancada	-0,645**	-0,608**	0,596**
Longitud de paso	0,806**	0,707**	-0,721**
Tiempo de paso	-0,658**	-0,622**	0,602**
Ancho de paso	-0,400**	-0,342**	0,332**
Cadencia	0,614**	0,654**	-0,557**
Asimetría de paso	-0,092	-0,028	0,053
Tiempo de balanceo	0,376**	0,274*	-0,475**
Tiempo de doble apoyo	-0,554**	-0,551**	0,505**
Oblicuidad del tronco	-0,539**	-0,520**	0,571**
Inclinación del tronco	-0,599**	-0,427**	0,688**
Rotación del tronco	0,136	-0,088	0,014
Oblicuidad de la pelvis	-0,180	-0,147	0,073
Inclinación de la pelvis	-0,344**	-0,297*	0,317**
Rotación de la pelvis	-0,056	0,021	0,049
Abducción-aducción de la cadera	-0,342**	-0,184	0,281*
Flexión-extensión de la cadera	0,436**	0,437**	-0,241*
Variación en altura de la cadera	0,191	0,368**	-0,173
Valgus-varus de la rodilla	0,034	0,08	-0,037
Flexión-extensión de la rodilla	0,255*	0,135	-0,296**
Variación en altura de la rodilla	0,013	-0,036	-0,126
Variación en altura del tobillo	0,436**	0,536**	-0,342**

\*:  $p < ,05$ ; \*\*:  $p < ,01$

Tabla 35 Validez convergente de la herramienta de valoración de la marcha desarrollada e instrumentos clínicos.

De manera consistente, el signo de la correlación evidenció una asociación coherente entre los resultados de la prueba instrumentada y los instrumentos clínicos. Es decir, un mejor resultado en los parámetros investigados de la marcha resultó acorde a un mejor rendimiento en los instrumentos clínicos. Así, una mayor velocidad de la marcha se asoció con una puntuación más alta en la *Dinamic Gait Index*, una mayor distancia caminada en el *One-Minute Walk Test* y una duración menor en la realización del *10-Meter Walk Test*.

4.5.3.4. *Fiabilidad inter e intraevaluador*

La fiabilidad inter e intraevaluador, el error de medida estándar y el cambio mínimo detectable se proporcionan en la Tabla 36. Los resultados mostraron una excelente fiabilidad inter e intra-evaluador para todas las medidas, excepto para la asimetría de paso, la fiabilidad inter-evaluador de la abducción de la cadera y la fiabilidad intra-evaluador de la variación de la altura de rodilla, que fueron buenas. El cambio mínimo detectable para las medidas espaciotemporales fue excelente para las medidas que involucran la zancada y el tiempo de paso, moderado para la velocidad y longitud de paso y débil para la asimetría de paso, el tiempo de balanceo y el tiempo de doble apoyo. Para los parámetros cinemáticos, el cambio mínimo detectable fue moderado para la inclinación y rotación del tronco, la flexión de cadera y rodilla y la variación de la altura del tobillo, y fue débil para todas las demás medidas.

Parámetro	Fiabilidad inter-evaluador	Fiabilidad intra-evaluador	Error estándar de medida	Cambio mínimo detectable (%)
Velocidad (m/s)	0,970**	0,970**	0,01	0,03 (2,8)
Longitud de zancada (m)	0,975**	0,982**	0,01	0,01 (1,1)
Tiempo de zancada (s)	0,948**	0,958**	0,01	0,02 (1,6)
Longitud de paso (m)	0,977**	0,970**	0,01	0,01 (2,0)
Tiempo de paso (s)	0,947**	0,960**	0,01	0,01 (1,4)
Ancho de paso (m)	0,943**	0,894**	0,01	0,01 (8,0)
Cadencia (pasos/min)	0,939**	0,951**	0,72	2,01 (2,0)
Asimetría de paso (m)	0,091	0,767**	0,02	0,06 (72,1)
Tiempo de balanceo (s)	0,937**	0,582	0,11	0,30 (85,3)
Tiempo de doble apoyo (s)	0,710*	0,814**	0,06	0,17 (39,2)
Oblicuidad del tronco (°)	0,846**	0,805**	1,01	2,80 (35,8%)
Inclinación del tronco (°)	0,905**	0,886**	0,78	2,15 (25,1%)
Rotación del tronco (°)	0,913**	0,885**	2,62	7,25 (28,1%)
Oblicuidad de la pelvis (°)	0,821**	0,924**	2,10	5,81 (54,1%)
Inclinación de la pelvis (°)	0,877**	0,965**	6,07	16,82 (78,4%)
Rotación de la pelvis (°)	0,968**	0,942**	2,42	6,70 (35,8%)
Abducción-adducción de la cadera (°)	0,787**	0,838**	2,05	5,69 (42,0%)
Flexión-extensión de la cadera (°)	0,889**	0,862**	3,26	9,04 (16,5%)
Variación en altura de la cadera (cm)	0,746**	0,856**	0,01	0,04 (56,9%)
Valgus-varus de la rodilla (°)	0,881**	0,915**	2,48	6,88 (32,5%)



<i>Flexión-extensión de la rodilla (°)</i>	0,893**	0,938**	2,59	7,17 (15,0%)
<i>Variación en altura de la rodilla (cm)</i>	0,829**	0,711**	0,08	0,22 (110,7%)
<i>Variación en altura del tobillo (cm)</i>	0,922**	0,859**	0,02	0,05 (29,8%)

\*:  $p < .05$ ; \*\*:  $p < .01$ .

*Tabla 36. Fiabilidad inter e intraevaluador, error estándar de medida y cambio mínimo detectable de la herramienta de valoración de la marcha desarrollada.*

#### **4.5.4. Discusión**

De manera análoga al efecto detectado en el estudio de determinación de los valores normativos, el efecto de la inclusión parcial de la fase de aceleración y desaceleración de la marcha en el análisis, podría haber afectado a la velocidad media de la marcha de los participantes con ictus, tal y como se ha descrito previamente [198]. Sin embargo, a pesar de esta limitación y de la heterogeneidad en la distribución de los participantes por década de edad, los resultados obtenidos por los participantes evidenciaron la disminución de la velocidad de la marcha con la edad [194].

Las diferencias encontradas en los parámetros investigados de la marcha entre ambas poblaciones fueron bastante evidentes. De hecho, la alteración de la marcha tras un ictus ha sido ampliamente estudiada. Como muestra, una velocidad y cadencia más lentas, así como una longitud de zancada más corta mostrada por los sujetos con ictus, son características propias de la marcha hemiparética tras un ictus [199]. Adicionalmente, el aumento en la cinemática del tronco y la pelvis pueden ser explicadas por una coordinación alterada y una debilidad muscular, comunes tras un ictus [200]. La limitada flexión-extensión de la cadera también es una afección conocida en esta población [201]. Sin embargo, aunque se esperaba un efecto similar en la flexión-extensión de la rodilla, los participantes con ictus mostraron un rango de movimiento mayor en comparación con los controles en esta articulación. Esto podría deberse al hecho de que ambos lados fueron incluidos en el análisis, y por lo tanto, una mayor flexión de la rodilla de la pierna menos afectada podría haber compensado en exceso una limitada flexión en el lado afectado, como se ha reportado en otros estudios anteriormente [199]. Debido a todo esto, los resultados de los participantes con ictus se deben examinar con precaución, ya que presentan, comúnmente, una alta variabilidad en la marcha [202] y una gran alteración en casos de hemiplejía [203]. Aun así, a nivel general, los resultados

de los participantes con ictus fueron similares a los reportados por otros estudios que incluyeron una población similar [136,204,205].

La validez convergente de la herramienta de análisis de la marcha desarrollada con instrumentos clínicos convencionales es comparable no sólo a la de las herramientas clínicas utilizadas en el estudio [68], sino también a la de sistemas instrumentados comerciales con costes muy elevados [206,207]. La comparación entre los resultados de la herramienta desarrollada y los test y pruebas clínicas revelaron, además, correlaciones limitadas pero coherentes, pues, como se ha comentado, una mejor ejecución en las pruebas de la herramienta estuvo asociada con una mejor ejecución en las herramientas clínicas.

La fiabilidad inter e intraevaluador de las medidas de la herramienta desarrollada fue comparable a las obtenidas por instrumentos clínicos, como el *10-Meter Walk Test* [208,209] o la *Dynamic Gait Index* [69] y ciertos sistemas instrumentados [122,124] en individuos con ictus, y lo que es más importante, están respaldados por estudios preliminares que analizan parámetros de la marcha espaciotemporales [124] y cinemáticos [122] estimados a partir de los datos registrados mediante Kinect v2. La precisión del análisis espaciotemporal, evidenciada por el error estándar de medida, está en línea con los resultados de estudios anteriores [210]. Aunque los resultados pueden variar dependiendo de la población analizada, la precisión para detectar pequeños cambios de la velocidad de la marcha mediante Kinect v2 fue comparable no sólo a la de pruebas de marcha similares, como el test de marcha de tres metros [211] y la velocidad de la marcha en cuatro metros [89], sino también a la de pasarelas instrumentadas [211] y sistemas ópticos de captura de movimientos [212]. La sensibilidad a cambios en el paso y la zancada fue también comparable a sistemas ópticos de captura de movimiento [212] y peor en otros parámetros. El cambio mínimo detectable de algunos parámetros de la marcha debe ser destacado, ya que permiten detectar cambios que podrían ser clínicamente relevantes. Por ejemplo, el cambio mínimo detectable de la velocidad de la marcha fue de 0,12 m/s, que es casi un tercio del cambio mínimo detectable cuando se mide con un cronómetro [213]. La importancia de esta precisión recae en el hecho de que permite detectar el cambio mínimo clínicamente importante en la velocidad de la marcha, que ha sido establecido por diferentes estudios en 0,13 m/s [214], 0,16 m/s [215] y 0,19 m/s [216] en personas con ictus subagudo y diferente discapacidad.

CAPÍTULO 5

# Conclusiones

Durante la presente tesis doctoral se ha llevado a cabo el desarrollo de herramientas de valoración de la postura y la marcha mediante dispositivos de bajo coste, en concreto, la Wii Balance Board y la Kinect v2, se han determinado los valores normativos de las pruebas incluidas en las herramientas desarrolladas, y, finalmente, se ha investigado su sensibilidad, su validez convergente con herramientas clínicas estandarizadas y su fiabilidad inter e intraevaluador. Las conclusiones de las hipótesis y objetivos planteados en el presente trabajo se describen con más detalle a continuación.

En primer lugar, se desarrolló una aplicación capaz de evaluar variables posturales mediante una plataforma de bajo coste, como la Wii Balance Board. Los sensores de presión de los que dispone este dispositivo permitían, potencialmente, calcular las variaciones de peso sobre la plataforma. Por ello, se implementaron las aplicaciones y algoritmos necesarios para poder obtener la presión de los diferentes sensores en tiempo real y calcular el CDP y se implementaron tres pruebas posturográficas estandarizadas: el test clínico modificado de interacción sensorial en el equilibrio, el test de los límites de estabilidad y el test de variación rítmica de la distribución del peso. Análogamente a la valoración postural, se desarrolló una aplicación capaz de estimar los parámetros espaciotemporales y cinemáticos de la marcha más utilizados mediante un sensor de profundidad, como la Kinect v2. Para ello, se implementaron las aplicaciones y algoritmos necesarios para poder obtener y analizar la evolución temporal de los puntos anatómicos relevantes, así como para detectar las distintas fases del ciclo de la marcha humana. Con respecto a esto, dado que se han presentado diferentes métodos para identificar eventos de la marcha humana, se realizó un estudio para determinar el método más preciso de éstos utilizando la herramienta de valoración de la marcha desarrollada. El análisis comparativo de la marcha de 45 sujetos sanos y 38 sujetos con ictus mediante cinco métodos distintos mostró que el método basado en variaciones de la velocidad del tobillo obtuvo los resultados más precisos, excepto para los eventos de menor duración, como el doble apoyo o el tiempo de balanceo, en los que el método más fiable resultó ser el basado en la separación de las rodillas y la base de la espina dorsal.

Para poder analizar los resultados obtenidos por los sujetos con ictus no sólo en términos absolutos, sino comparar su ejecución en las pruebas incluidas en las herramientas desarrolladas con la de una muestra

de sujetos sanos de edad pareada, se determinaron los valores normativos de dichas pruebas. Un total de 144 y 355 sujetos sanos, con edades repartidas en décadas de edad desde los 10 años, participaron en los estudios de determinación de los datos normativos de las pruebas de valoración de la postura y la marcha, respectivamente. Todos los datos recogidos evidencian una dependencia negativa de la edad en la ejecución en las pruebas. Los sujetos de edades más avanzadas mostraron mayor balanceo durante el test clínico modificado de interacción sensorial en el equilibrio, menores límites de estabilidad y menor control dirección durante la variación rítmica rápida de la distribución del peso. Análogamente, estos participantes mostraron una menor velocidad de la marcha, asociada a una disminución en la longitud de la zancada, y flexión máxima en la rodilla. Cabe destacar, sin embargo, que, pese a que los resultados obtenidos con la herramienta desarrollada son coherentes con los efectos de la edad en la marcha humana, los valores no se corresponden con los de estudios previos debido a la limitada longitud de la marcha que permite analizar Kinect v2.

Finalmente, los estudios que investigaron las propiedades de las herramientas de valoración de la postura y la marcha involucraron a 53 y 82 sujetos con ictus, respectivamente. Ambas herramientas caracterizaron con éxito a los sujetos con ictus con respecto a la población sana e identificaron diferencias entre ambas poblaciones. La validez convergente de las pruebas incluidas en las herramientas desarrolladas con instrumentos clínicos fue variables y coherente. Además, la validez convergente de la herramienta de valoración de la postura con un sistema de posturografía de laboratorio, el sistema NedSVE/IBV, fue de moderada a alta. La fiabilidad de casi todas las pruebas incluidas en las herramientas fue excelente.

Todos estos resultados sugieren que, pese a las limitaciones existentes, las herramientas desarrolladas podrían ser potencialmente usadas como una alternativa de bajo coste a los sistemas de laboratorio existentes para complementar la valoración de la postura y la marcha de sujetos con ictus, habilidades comúnmente afectadas en esta población. Las herramientas se encuentran disponibles de manera gratuita en webs dedicadas y están siendo utilizadas en diversos estudios por grupos de investigación de distintas nacionalidades.

## **Anexos**

## Anexo I. Instrumentos clínicos utilizados

### I. Mini-Mental State Examination

Habilidad	Puntuación	
<b>Orientación temporal</b>		
¿En qué año estamos?	0	1
¿En qué estación?	0	1
¿En qué día (fecha)?	0	1
¿En qué mes?	0	1
¿En qué día de la semana?	0	1
<i>Total</i>	___ / 5	
<b>Orientación espacial</b>		
¿En qué hospital (o lugar) estamos?	0	1
¿En qué piso (o planta, sala, servicio)?	0	1
¿En qué pueblo (ciudad)?	0	1
¿En qué provincia estamos?	0	1
¿En qué país (o nación, autonomía)?	0	1
<i>Total</i>	___ / 5	
<b>Fijación-Recuerdo Inmediato</b>		
Nombre tres palabras: Peseta-Caballo-Manzana (o Balón- Bandera-Árbol) a razón de una por segundo. Luego se pide al paciente que las repita. Esta primera repetición otorga la puntuación. Otorgue 1 punto por cada palabra correcta, pero continúe diciéndolas hasta que el sujeto repita las 3, hasta un máximo de 6 veces.		
Peseta 0-1 Caballo 0-1 Manzana 0-1 (Balón 0-1 Bandera 0-1 Árbol 0-1)		
<i>Total</i>	___ / 3	
<b>Atención-Cálculo</b>		
Si tiene 30 pesetas y me va dando de tres en tres, ¿Cuántas le van quedando?		
Detenga la prueba tras 5 sustracciones. Si el sujeto no puede realizar esta prueba, pídale que deletree la palabra MUNDO al revés.		
30 0-1 27 0-1 24 0-1 21 0-1 18 0-1 (O 0-1 D 0-1 N 0-1 U 0-1 M 0-1)		
<i>Total</i>	___ / 5	
<b>Recuerdo diferido</b>		
Preguntar por las tres palabras mencionadas anteriormente.		
Peseta 0-1 Caballo 0-1 Manzana 0-1 (Balón 0-1 Bandera 0-1 Árbol 0-1)		
<i>Total</i>	___ / 3	

<b>Lenguaje</b>		
<b>Denominación.</b> Mostrarle un lápiz o un bolígrafo y preguntar ¿qué es esto? Hacer lo mismo con un reloj de pulsera.		
	Lápiz 0-1	Reloj 0-1
<b>Repetición.</b> Pedirle que repita la frase: "ni sí, ni no, ni pero" (o "En un trigal había 5 perros")	0	1
<b>Órdenes.</b> Pedirle que siga la orden: "coja un papel con la mano derecha, dóblelo por la mitad, y póngalo en el suelo". Coge con mano d. 0-1 dobla por mitad 0-1 pone en suelo 0-1		
<b>Lectura.</b> Escriba legiblemente en un papel "Cierre los ojos". Pídale que lo lea y haga lo que dice la frase.	0	1
<b>Escritura.</b> Que escriba una frase (con sujeto y predicado)	0	1
<b>Copia.</b> Dibuje 2 pentágonos intersectados y pida al sujeto que los copie tal cual. Para otorgar un punto deben estar presentes los 10 ángulos y la intersección.	0	1
<i>Total</i>	___ / 9	
Puntuaciones de referencia	Puntuación Total	
27 ó más: normal	(Máx.: 30 puntos)	
24 ó menos: sospecha patológica		
12-24: deterioro		
9-12 : demencia		



## II. Mississippi Aphasia Screening Test

Habilidad	Puntuación		
<b>Denominación</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio: 2 puntos: acceso adecuado y/o comete una parafasia fonética. 0 puntos: si comete más de una parafasia fonética		
<i>Bolígrafo</i>	0		2
<i>Mano</i>	0		2
<i>Pulgar</i>	0		2
<i>Reloj</i>	0		2
<i>Techo</i>	0		2
<i>Total</i>			___ / 10
<b>Habla automática</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio. <u>Ítems 1-2:</u> 2 puntos: si lo hace correctamente. 1 puntos: si hace bien la mitad de la secuencia. 0 puntos: no logra completar correctamente la mitad de la secuencia. <u>Ítems 3-5:</u> 2 puntos: si lo realiza correctamente. 0 puntos: si comete algún error.		
1) Contar del 1 al 10	0	1	2
2) Los días de la semana	0	1	2
3) Más vale pájaro en mano.	0		2
4) Perro ladrador. . .	0		2
5) No por mucho madrugar. . .	0		2
<i>Total</i>			___ / 10
<b>Repetición</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio: <u>Ítems 1-3:</u> 2 puntos: repetición correcta de la palabra. 0 puntos: si comete algún error. <u>Ítems 4 y 5:</u> 2 puntos: si repite de forma correcta la oración completa. 1 punto: si repite bien la mitad de la oración. 0 puntos: si no logra repetir al menos la mitad de la oración.		
1) Tarro	0		2

2) Zanahoria	0	2	
3) Abecedario	0	2	
4) Debajo del viejo puente de madera	0	1	2
5) La plateada luna brilla en la oscura noche	0	1	2
<i>Total</i>		___ / 10	

<b>Respuestas de sí/no</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio. 2 puntos: respuesta correcta. 0 puntos: respuesta incorrecta.	
1) ¿Te llamas _____? (cam- biamos su nombre)	0	2
2) ¿Te llamas _____? (su nombre)	0	2
3) ¿Estamos en _____?	0	2
4) ¿Estamos en _____? (co- rrecto)	0	2
5) ¿Te pones los guantes en los pies?	0	2
6) ¿Estoy tocándome el ojo? (nos tocamos la nariz)	0	2
7) ¿El lunes viene antes que el martes?	0	2
8) ¿El verano viene después de la primavera?	0	2
9) ¿Un pollo es tan grande como una araña? ~	0	2
10) ¿Te pones el zapato antes que el calcetín?	0	2
<i>Total</i>		___ / 20

<b>Reconocimiento de objetos</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio. 2 puntos: respuesta correcta. 0 puntos: respuesta incorrecta.	
1) Reloj	0	2
2) Llaves	0	2
3) Libro	0	2
4) Papel	0	2
5) Bolígrafo	0	2
<i>Total</i>		___ / 10

<b>Órdenes verbales</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio.	
-------------------------	--	--

<u>Ítems 1 y 2:</u>			
2 puntos: realiza correctamente la orden.			
0 puntos: si comete algún error.			
<u>Ítems 3-5:</u>			
2 puntos: realiza correctamente la orden.			
1 punto: si invierte la orden.			
0 puntos: si realiza únicamente la mitad de la orden.			
1) Tócate la nariz.	0		2
2) Abre la boca.	0		2
3) Con la mano izquierda, tócate el ojo derecho.	0	1	2
4) Señala el suelo, después tócate la nariz.	0	1	2
5) Tócate la oreja antes de abrir la boca.	0	1	2
<i>Total</i>			___ / 10
<b>Órdenes escritas</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio.		
<u>Ítems 1 y 2:</u>			
2 puntos: realiza correctamente la orden.			
0 puntos: si comete algún error.			
<u>Ítems 3-5:</u>			
2 puntos: realiza correctamente la orden.			
1 punto: si invierte la orden.			
0 puntos: si realiza únicamente la mitad de la orden.			
1) Abre la boca.	0		2
2) Cierra la mano.	0		2
3) Señala el suelo, después señala el techo.	0	1	2
4) Con la mano derecha, tócate la rodilla izquierda. (Alternativa: con la mano izquierda, tócate la rodilla derecha).	0	1	2
5) Tócate la oreja izquierda y después cierra la mano.	0	1	2
<i>Total</i>			___ / 10
<b>Escritura</b>	Se puntúa cada uno de los ítems según el siguiente criterio.		
2 puntos: si la codificación es adecuada.			
1 punto: si comete 1 ó 2 paragrafías fonéticas			
0 puntos: si comete más de dos paragrafías fonéticas..			

1) Silla.	0	1	2
2) Girar.	0	1	2
3) Aeroplano.	0	1	2
4) Ordenador.	0	1	2
5) Bajo el puente negro.	0	1	2
<i>Total</i>			___ / 10
<b>Expresión oral</b>	10 puntos: la expresión oral es normal. 5 puntos: estructura oraciones, pero con alteraciones. 0 puntos: expresión oral muy alterada.		
<i>Total</i>			___ / 10

### III. Berg Balance Scale

Prueba	Puntuación
<b>1. Sedestación a bipedestación</b>	
<i>Necesita ayuda moderada o elevada para mantener la bipedestación.</i>	0
<i>Necesita ayuda mínima para levantarse o estabilizarse</i>	1
<i>Capaz de levantarse usando las manos y tras varios intentos</i>	2
<i>Capaz de mantener la bipedestación usando las manos y de forma independiente</i>	3
<i>Capaz de levantarse sin usar las manos y de forma independiente</i>	4
<b>2. Bipedestación sin apoyos/ayuda</b>	
<i>Incapaz de mantener la bipedestación 30 s sin apoyo</i>	0
<i>Necesita varios intentos para mantener la bipedestación 30 s</i>	1
<i>Capaz de mantener la bipedestación 30 s sin apoyos</i>	2
<i>Capaz de mantener la bipedestación dos minutos con supervisión</i>	3
<i>Capaz de mantener la bipedestación segura dos minutos</i>	4
<b>3. Sedestación sin apoyos</b>	
<i>Incapaz de mantener la sedestación sin apoyo 10 s</i>	0
<i>Capaz de mantener la sedestación 10 s</i>	1
<i>Capaz de mantener la sedestación 30 s</i>	2
<i>Capaz de mantener la sedestación dos minutos con supervisión</i>	3
<i>Capaz de mantener la sedestación segura dos minutos</i>	4
<b>4. Bipedestación a sedestación</b>	
<i>Necesita ayuda para sentarse</i>	0
<i>Se sienta de forma independiente pero el descenso es incontrolado</i>	1
<i>Usa la parte posterior de las piernas contra la silla para controlar el descenso</i>	2
<i>Controla el descenso con las manos</i>	3
<i>Se sienta de forma segura con un uso mínimo de manos</i>	4
<b>5. Transferencias</b>	
<i>Necesita asistencia o supervisión de dos personas</i>	0
<i>Necesita asistencia de una persona</i>	1
<i>Capaz de realizar transferencias con ayuda verbal y/o supervisión</i>	2
<i>Capaz de realizar transferencias con uso elevado de las manos</i>	3
<i>Capaz de realizar transferencias con uso mínimo de las manos</i>	4
<b>6. Bipedestación sin apoyo y ojos cerrados</b>	
<i>Necesita ayuda para evitar caídas</i>	0
<i>Incapaz de mantener los ojos cerrados 3 s</i>	1
<i>Capaz de mantener la bipedestación 3 s</i>	2
<i>Capaz de mantener la bipedestación 10 s con supervisión</i>	3
<i>Capaz de mantener la bipedestación 10 s sin supervisión</i>	4
<b>7. Bipedestación sin ayuda con los pies juntos</b>	
<i>Necesita ayuda para estabilizar la posición y es incapaz de mantenerla 15 s</i>	0
<i>Necesita ayuda para estabilizar o mantener la posición y es incapaz de mantener bipedestación 15 s</i>	1
<i>Necesita ayuda para estabilizar o mantener la posición y es incapaz de mantener bipedestación 15 s</i>	2
<i>Capaz de mantener la bipedestación 15 s</i>	3

<i>Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente pero incapaz de mantenerla 30 s</i>	4
<i>Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente y de mantener la bipedestación 60 s con supervisión</i>	
<i>Capaz de colocar los pies juntos de forma independiente y de mantener la bipedestación 60 s</i>	
<b>8. Alcanzar algo con los brazos</b>	
<i>Pierde el equilibrio mientras lo intenta y requiere ayuda</i>	0
<i>Capaz de alcanzar pero necesita supervisión</i>	1
<i>Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia &gt; 5 cm</i>	2
<i>Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia &gt; 12 cm</i>	3
<i>Capaz de alcanzar algo con confianza a una distancia &gt; 25 cm</i>	4
<b>9. Recoger un objeto del suelo</b>	
<i>Incapaz de intentarlo o necesita ayuda para no perder el equilibrio</i>	0
<i>Incapaz de hacerlo y necesita supervisión</i>	1
<i>Incapaz de hacerlo pero se queda a 2-5 cm manteniendo el equilibrio</i>	2
	3
<i>Capaz de hacerlo pero precisa supervisión</i>	4
<i>Capaz de hacerlo de forma segura y fácil</i>	
<b>10. Girarse para mirar hacia atrás</b>	
<i>Necesita ayuda para no perder el equilibrio o caer</i>	0
<i>Necesita supervisión cuando gira</i>	1
<i>Capaz girarse ligeramente hacia los lados manteniendo el equilibrio</i>	2
<i>Capaz de mirar hacia atrás pero maneja peor el peso hacia uno de los lados</i>	3
	4
<i>Capaz de mirar hacia atrás a ambos lados y maneja bien el peso</i>	
<b>11. Giro de 360°</b>	
<i>Necesita ayuda física</i>	0
<i>Necesita supervisión cercana o ayuda verbal</i>	1
<i>Capaz de girar 360° de manera segura pero despacio</i>	2
<i>Capaz de girar 360° de manera segura sólo hacia un lado en 4 s o menos</i>	3
	4
<i>Capaz de girar 360° de manera segura en 4 s o menos</i>	
<b>12. Subir escaleras</b>	
<i>Incapaz o necesita asistencia para evitar caer</i>	0
<i>Capaz de completar más de dos pasos con asistencia mínima</i>	1
<i>Capaz de completar cuatro pasos sin ayuda pero con supervisión</i>	2
<i>Capaz de completar ocho pasos de forma segura en más de 20 s</i>	3
<i>Capaz de completar ocho pasos en 20 s de forma segura</i>	4
<b>13. Tándem</b>	
<i>Pierde el equilibrio mientras mantiene la bipedestación o da el paso</i>	0
<i>Necesita ayuda para dar el paso pero puede mantenerse 15 s</i>	1
<i>Capaz de dar un pequeño paso de forma independiente y mantener la postura 30 s</i>	2
	3

<i>Capaz de colocar un pie delante del otro sin que se toquen de forma independiente y mantener la postura 30 s</i>	4
<i>Capaz de colocarse en posición de tándem de forma independiente y de mantener la postura 30 s</i>	
<b>14. Bipedestación sobre un pie</b>	
<i>Incapaz de intentarlo o necesita ayuda para evitar caer</i>	0
<i>Capaz de mantenerse erguido de forma independiente. Intenta levantar una pierna, pero es incapaz de mantenerla 3 s</i>	1
<i>Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante 3 s o más</i>	2 3
<i>Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante 5-10 s</i>	4
<i>Capaz de mantenerse erguido de forma independiente durante más de 10 s</i>	
<b>Total</b>	___ / 56

---

---

#### IV. Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment

##### Subescala de equilibrio

Habilidad	Puntuación
<b>1. Equilibrio en sedestación</b>	
<i>Se inclina o se desliza en la silla</i>	0
<i>Estable y seguro</i>	1
<b>2. Levantarse</b>	
<i>Incapaz sin ayuda</i>	0
<i>Capaz, utiliza los brazos para ayudarse</i>	1
<i>Capaz, sin utilizar los brazos</i>	2
<b>3. Intentos para levantarse</b>	
<i>Incapaz sin ayuda</i>	0
<i>Capaz, requiere más de 1 intento</i>	1
<i>Capaz de levantarse en el primer intento</i>	2
<b>4. Equilibrio inmediato de pie (primeros 5 segundos)</b>	
<i>Inestable</i>	0
<i>Estable, pero utiliza caminador u otro apoyo</i>	1
<i>Estable sin utilizar caminador u otro apoyo</i>	2
<b>5. Equilibrio de pie</b>	
<i>Inestable</i>	0
<i>Estable, pero con base de sustentación amplia y utiliza bastón u otro apoyo</i>	1
<i>Base de sustentación estrecha sin apoyos</i>	2
<b>1. Desplazamiento (con el sujeto en pie y los pies lo más juntos posible, el examinador empuja ligeramente al sujeto en el esternón con la palma de la mano 3 veces)</b>	
<i>Empieza a caer</i>	0
<i>Se tambalea, se sujeta, se sostiene</i>	1
<i>Estable</i>	2
<b>7. Ojos cerrados (pies lo más juntos posible)</b>	
<i>Inestable</i>	0
<i>Estable</i>	1
<b>8. El sujeto da un giro de 360 giros</b>	
<i>Pasos interrumpidos</i>	0
<i>Pasos continuos</i>	1
<i>Inestable (se agarra, se tambalea)</i>	0
<i>Estable</i>	1
<b>9. El sujeto da un giro de 360 giros</b>	
<i>Inseguro (calculó mal la distancia, cae en la silla)</i>	0
<i>Utiliza los brazos, o se sienta bruscamente</i>	1
<i>Seguro</i>	2
<b>Total</b>	___ / 16

##### Subescala de marcha



Habilidad	Puntuación
<b>10. Inicio de la marcha</b>	
<i>Vacilación o múltiples intentos para iniciar</i>	0
<i>No vacila</i>	1
<b>11. Longitud y altura del paso</b>	
<i>a. Al dar el paso el pie derecho no sobrepasa el pie izquierdo</i>	0
<i>b. Sobrepasa la posición del pie izquierdo</i>	1
<i>c. El pie derecho no se levanta completamente al dar el paso</i>	0
<i>d. El pie derecho se levanta completamente</i>	1
<i>e. Al dar el paso el pie izquierdo no sobrepasa el pie derecho</i>	0
<i>f. Sobrepasa la posición del pie derecho</i>	1
<i>g. El pie izquierdo no se levanta completamente al dar el paso</i>	0
<i>h. El pie izquierdo se levanta completamente</i>	1
<b>12. Simetría del paso</b>	
<i>La longitud del paso con el pie derecho e izquierdo es diferente (estimación)</i>	0
<i>Los pasos con ambos pies parecen iguales</i>	1
<b>13. Continuidad del paso</b>	
<i>Pausas o falta de continuidad entre los pasos</i>	0
<i>Los pasos parecen continuos</i>	1
<b>14. Recorrido (estimado en relación a marcas en el suelo; observar desviación de la trayectoria original)</b>	
<i>Marcada desviación</i>	0
<i>Desviación leve/moderada, o utiliza ayudas para caminar</i>	1
<i>Recto sin utilizar ayudas para la marcha</i>	2
<b>15. Tronco</b>	
<i>Marcado balanceo o utiliza ayudas para la marcha</i>	0
<i>Sin balanceo de tronco, pero con flexión de rodillas o espalda, o abre los brazos mientras camina</i>	1
<i>Sin balanceo, ni flexión de tronco, no usa los brazos ni ayudas para la marcha</i>	2
<b>16. Postura en la marcha</b>	
<i>Los talones separados más de 10,2 cm</i>	0
<i>Los talones juntos al caminar. Separados menos de 10,2 cm</i>	1
<b>Total</b>	___ / 12

## V. Brunel Balance Assessment

Habilidad	Puntuación	
<b>1. Equilibrio estático en sedestación con soporte de los miembros superiores</b> <i>Aguantar durante 30 s</i>	0	1
<b>2. Elevación de los brazos en sedestación estática</b> <i>Tres elevaciones en 15 s</i>	0	1
<b>3. Alcances anteriores en sedestación</b> <i>Alcanzar una distancia de 11 cm (media de dos intentos)</i>	0	1
<b>4. Equilibrio estático en bipedestación con soporte de los miembros superiores</b> <i>Aguantar durante 30 s</i>	0	1
<b>5. Elevación de los brazos en bipedestación estática</b> <i>Tres elevaciones en 15 s</i>	0	1
<b>6. Alcances anteriores en bipedestación</b> <i>Alcanzar una distancia de 7 cm (media de dos intentos)</i>	0	1
<b>7. Equilibrio estático en bipedestación sin soporte</b> <i>Aguantar durante 30 s</i>	0	1
<b>8. Marcha con ayuda</b> <i>Recorrer 5 m en un minuto (media de dos intentos)</i>	0	1
<b>9. Transferencias de peso</b> <i>Tres transferencias en 15 s</i>	0	1
<b>10. Marcha sin ayuda</b> <i>Recorrer 5 m en un minuto (media de dos intentos)</i>	0	1
<b>11. Subir pierna sana sobre step de 10 cm</b> <i>Dos elevaciones en 15 s</i>	0	1
<b>12. Subir pierna afectada sobre step de 10 cm</b> <i>Una elevación en 15 s</i>	0	1
<i>Total</i>	— / 12	

## VI. Dynamic Gait Index

	Habilidad	Puntuación
<b>1. Marcha con superficie nivelada</b>	<i>Instrucciones:</i> Camina de manera normal hasta la siguiente marca. (6m) <i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
	<i>Normal:</i> Camina 6m, sin asistencia, buena velocidad, sin evidencia de desequilibrio, patrón de marcha normal.	3
	<i>Deterioro leve:</i> Camina 6m, usa dispositivos de asistencia, velocidad más lenta, desviaciones leves de la marcha.	2
	<i>Deterioro moderado:</i> Camina 6m, velocidad lenta, patrón de marcha anormal, evidencia de desequilibrio.	1
	<i>Deterioro grave:</i> No puede caminar 6m sin ayuda, desviaciones graves de la marcha o desequilibrio.	0
<b>2. Cambio en la velocidad de la marcha</b>	<i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal (1,5m). cuando diga “ya” (3m) camina lo más rápido que puedas. Cuando diga “despacio” camina lo más despacio que puedas (4,5m). <i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
	<i>Normal:</i> Capaz de cambiar de manera fluida sin perder el equilibrio y sin desviación de la marcha. Muestra una diferencia significativa en los cambios de velocidad.	3
	<i>Deterioro leve:</i> Es capaz de cambiar la velocidad pero muestra desviaciones leves de la marcha, o no las muestra pero no puede lograr un cambio significativo en la velocidad, o usa asistencia.	2
	<i>Deterioro moderado:</i> Hace solo pequeños ajustes en la velocidad de la marcha, o logra un cambio en la velocidad con grandes desviaciones en marcha, o cambia la velocidad pero pierde el equilibrio pese a ser capaz de recuperarse y seguir caminando.	1
	<i>Deterioro grave:</i> No puede cambiar la velocidad, o pierde el equilibrio.	0
<b>3. Macha con giros horizontales de cabeza</b>	<i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal. Cuando diga “mira a la derecha” sigue caminando recto, pero con tu cabeza girada hacia la derecha. Cuando diga “mira a la izquierda” sigue caminando recto, pero gira tu cabeza hacia la izquierda. Cuando diga “mira recto” sigue caminando, pero con la mirada al frente. <i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
	<i>Normal:</i> Realiza los giros de manera suave y sin cambios en la marcha.	3

<i>Deterioro leve:</i> Realiza giros de cabeza de manera suave con un ligero cambio en la velocidad de la marcha, es decir, una pequeña variación en la trayectoria de la marcha o utiliza ayuda para caminar.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Realiza giros de cabeza con cambios moderados en la velocidad de la marcha, disminuye la velocidad, se tambalea pero se recupera, puede seguir caminando.	1
<i>Deterioro grave:</i> Realiza la tarea con una interrupción severa de la marcha, es decir, se tambalea fuera de la trayectoria, pierde el equilibrio, se detiene.	0
<b>4. Marcha con giros verticales de cabeza</b> <i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal. Cuando diga “mira hacia arriba” sigue caminando recto, pero con tu cabeza orientada hacia arriba. Cuando diga “mira hacia abajo” sigue caminando recto, pero con tu cabeza mirando al suelo. Cuando diga “mira recto” sigue caminando, pero con la mirada al frente). <i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
<i>Normal:</i> Realiza los giros de manera suave y sin cambios en la marcha.	3
<i>Deterioro leve:</i> Realiza giros de cabeza de manera suave con un ligero cambio en la velocidad de la marcha, es decir, una pequeña variación en la trayectoria de la marcha o utiliza ayuda para caminar.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Realiza giros de cabeza con cambios moderados en la velocidad de la marcha, disminuye la velocidad, se tambalea pero se recupera, puede seguir caminando.	1
<i>Deterioro grave:</i> Realiza la tarea con una interrupción severa de la marcha, es decir, se tambalea fuera de la trayectoria, pierde el equilibrio, se detiene.	0
<b>5. Marcha con pivotación</b> <i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal. Cuando te diga “gírate y para”, gira lo más rápido posible y quédate quieto mirando hacia el punto de inicio y para. <i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
<i>Normal:</i> El sujeto pivota de manera segura en 3 segundos y se detiene rápidamente sin pérdida de equilibrio.	3
<i>Deterioro leve:</i> El sujeto pivota con seguridad en más de 3 segundos y se detiene sin pérdida de equilibrio.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Gira lentamente, requiere instrucciones verbales, requiere varios pasos pequeños para recuperar el equilibrio después de girar y detenerse.	1
<i>Deterioro grave:</i> No puede girar con seguridad, requiere asistencia para girar y parar.	0
<b>6. Marcha sobre un obstáculo</b> <i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal. Cuando te acerques a la caja de zapatos, pásala por encima, no la rodees, y sigue caminando hasta el final.	

<i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
<i>Normal:</i> Puede pasar por encima de la caja sin cambiar la velocidad de la marcha, sin evidencia de desequilibrio.	3
<i>Deterioro leve:</i> Puede pasar por encima de la caja, pero debe reducir la velocidad y ajustar los pasos para hacerlo de forma segura.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Puede pasar por encima de la caja, pero debe detenerse. Puede requerir instrucciones verbales.	1
<i>Deterioro grave:</i> No puede realizar el ejercicio sin ayuda.	0
<b>7. Marcha alrededor de obstáculo</b>	
<i>Instrucciones:</i> Comienza a caminar de manera normal. Cuando te acerques al primer cono, bórdalo por el lado derecho. Cuando te acerques al segundo cono, bórdalo por la izquierda.	
<i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
<i>Normal:</i> Es capaz de caminar alrededor de los conos de manera segura sin cambiar la velocidad de la marcha, no hay evidencia de desequilibrio.	3
<i>Deterioro leve:</i> Puede pasar alrededor de ambos conos, pero debe disminuir la velocidad y ajustar los pasos.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Puede pasar alrededor de ambos conos, pero debe disminuir drásticamente la velocidad para completar la tarea. Puede requerir instrucciones verbales.	1
<i>Deterioro grave:</i> Incapaz de pasar los conos, toca alguno o ambos conos, o necesita asistencia física.	0
<b>8. Marcha en escalera</b>	
<i>Instrucciones:</i> Sube las escaleras como si estuvieras en casa, usa la barandilla si es necesario. Una vez arriba, gírate y baja.	
<i>Evaluación:</i> Marque la menor categoría que pueda aplicarse.	
<i>Normal:</i> Pies alternos, no utiliza barandilla.	3
<i>Deterioro leve:</i> Pies alternos, utiliza barandilla.	2
<i>Deterioro moderado:</i> Dos pies por escalón, utiliza barandilla.	1
<i>Deterioro grave:</i> : No puede realizarlo con seguridad.	0
<i>Total</i>	____ / 24

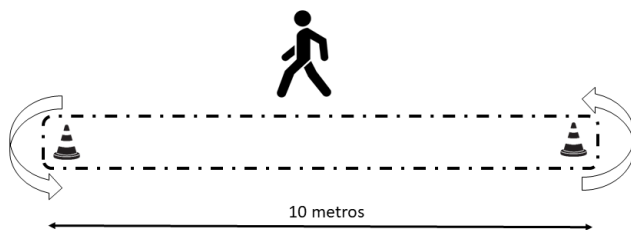
## VII. 10-meter Walk Test

El test de la marcha de 10 metros mide el tiempo que tarda un sujeto en recorrer 10 metros sobre una superficie lisa y antideslizante. El tiempo se mide en los 6 metros intermedios para excluir del análisis la aceleración y desaceleración de la marcha. Para ello se sitúan marcas a los 0, 2, 8 y 10 metros. Se realizan tres repeticiones y el resultado es el tiempo medio de las repeticiones en recorrer los 6 metros intermedios.



### VIII. One-Minute Walk Test

En esta prueba se evalúa la distancia que es capaz de recorrer un sujeto en un minuto de tiempo. Para ello se sitúan dos conos separados por una distancia determinada (10 metros) y se calcula la distancia en base a las vueltas que es capaz de realizar el sujeto en este tiempo más la distancia recorrida hasta que se termina el tiempo de evaluación.



## Anexo II. Guía de conexión con la Wii Balance Board

Puesto que la conexión de la Wii Balance Board con un ordenador puede resultar un proceso complejo y propenso a errores, especialmente para personal clínico, se desarrolló una aplicación dedicada para realizar esta conexión de manera fácil y transparente. Concretamente, se diseñó una herramienta para realizar una conexión entre la Wii Balance Board y un ordenador por *bluetooth* (Figura 53). Esta aplicación, además, propició la conexión con la Wii Balance Board en distintas versiones de Windows, facilitando el soporte técnico.

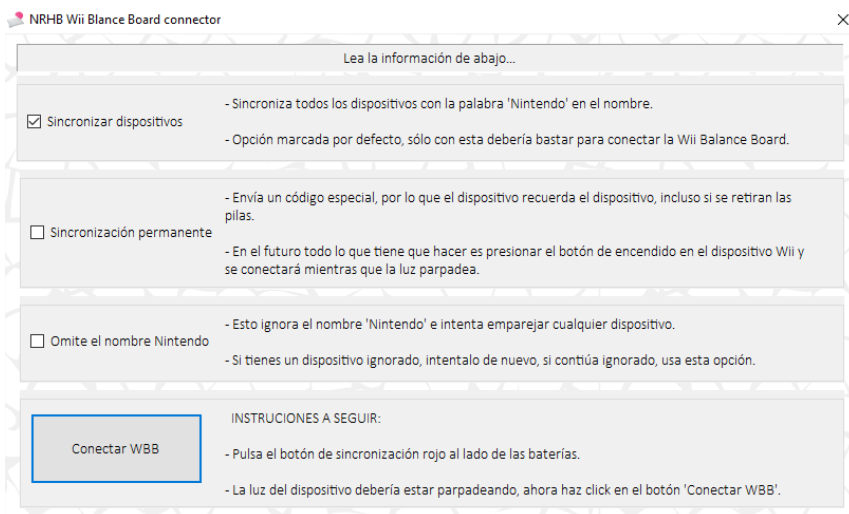
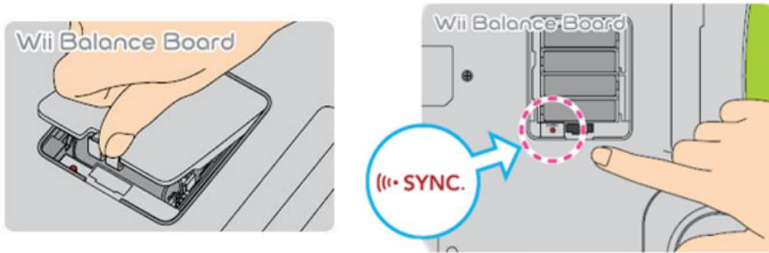


Figura 53. Aplicación de conexión con la Wii Balance Board.

Para comenzar con el proceso de emparejamiento del dispositivo con el ordenador, primero debemos pulsar el botón rojo que se encuentra debajo de la plataforma como se indica en la Figura 54 obtenido del manual de Nintendo.





*Figura 54. Botón de sincronización de la Wii Balance Board.*

Una vez lo pulsemos, el botón frontal del dispositivo empezará a parpadear en color azul, indicando que el dispositivo se encuentra pendiente de emparejamiento. Es en este momento cuando haremos uso del plugin programado pulsando sobre el botón Conectar Wii Balance Board y teniendo seleccionada la opción sincronizar dispositivos.

En la barra superior de la herramienta, se irá indicando el avance del proceso de conexión automático de la Wii Balance Board con el ordenador, y se informará si el proceso ha finalizado correctamente o es necesario volver a realizarlo.

### Anexo III. Cálculo de percentiles

La obtención y cálculo de los percentiles<sup>15</sup> de cada resultado de los estudios, se describe a continuación.

Los datos obtenidos en el estudio se normalizaron según la expresión:

$$z = \frac{(x - \bar{X})}{\sigma} \tag{10}$$

, donde  $x$  es el valor de uno de los parámetros resultado de una prueba,  $\bar{X}$  es la media de los valores obtenidos por los participantes que constituyeron los datos normativos (ver Estudio 1) y  $\sigma$  la desviación típica de los mismos. A partir del valor de  $z$  es posible determinar el percentil correspondiente según la Tabla 37. Si el valor de  $z$  es negativo, se le asigna el percentil  $100 - per$ , donde  $per$  es el percentil correspondiente al valor  $|z|$ .

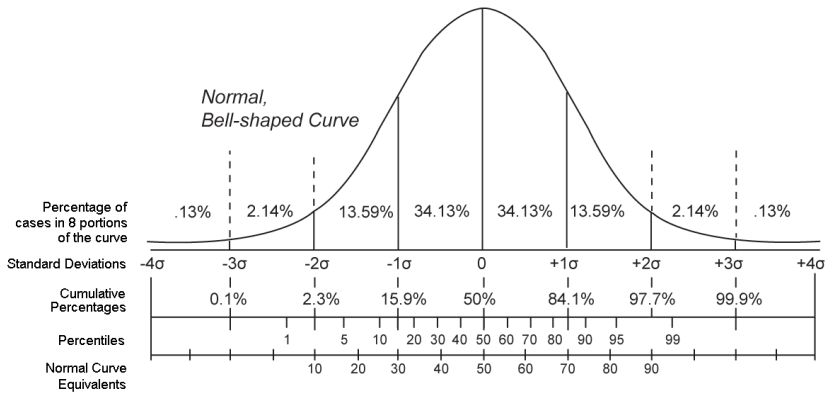
Valor de $ z $	Percentil	Valor de $ z $	Percentil	Valor de $ z $	Percentil
$0 < 0.0251$	50	$0.4399 < 0.4677$	67	$0.9945 < 1.0364$	84
$0.0251 < 0.0502$	51	$0.4677 < 0.4959$	68	$1.0364 < 1.0803$	85
$0.0502 < 0.0753$	52	$0.4959 < 0.5244$	69	$1.0803 < 1.1264$	86
$0.0753 < 0.1004$	53	$0.5244 < 0.5534$	70	$1.1264 < 1.175$	87
$0.1004 < 0.1257$	54	$0.5534 < 0.5828$	71	$1.175 < 1.2265$	88
$0.1257 < 0.151$	55	$0.5828 < 0.6128$	72	$1.2265 < 1.2816$	89
$0.151 < 0.1764$	56	$0.6128 < 0.6433$	73	$1.2816 < 1.3408$	90
$0.1764 < 0.2019$	57	$0.6433 < 0.6745$	74	$1.3408 < 1.4051$	91
$0.2019 < 0.2275$	58	$0.6745 < 0.7063$	75	$1.4051 < 1.4758$	92
$0.2275 < 0.2553$	59	$0.7063 < 0.7388$	76	$1.4758 < 1.5548$	93
$0.2553 < 0.2793$	60	$0.7388 < 0.7722$	77	$1.5548 < 1.6449$	94
$0.2793 < 0.3055$	61	$0.7722 < 0.8064$	78	$1.6449 < 1.7507$	95
$0.3055 < 0.3319$	62	$0.8064 < 0.8416$	79	$1.7507 < 1.8808$	96
$0.3319 < 0.34$	63	$0.8416 < 0.8779$	80	$1.8808 < 2.0537$	97
$0.34 < 0.3853$	64	$0.8779 < 0.9154$	81	$2.0537 < 2.3263$	98
$0.3853 < 0.4125$	65	$0.9154 < 0.9542$	82	$2.3263 < 2.3656$	99
$0.4125 < 0.4399$	66	$0.9542 < 0.9945$	83	$> 2.3656$	99.1

Tabla 37. Percentiles

A partir del valor de  $z$  o su correspondiente valor percentil se puede categorizar el resultado obtenido como no alterado, alterado o muy alterado. Así, valores  $|z| < 2$  son considerados no alterados, valores comprendidos

<sup>15</sup> Un percentil es una medida de posición no central. En un conjunto de datos, el percentil para un valor dado indica el porcentaje de datos que son igual o menores que dicho valor. En otras palabras, indica dónde se posiciona una muestra respecto al total. El percentil es, por tanto, un número de 0 a 100.

en el rango  $2 \leq |z| \leq 3$  son considerados alterados, y valores  $|z| > 3$  son considerados muy alterados. Cabe destacar que, dada la forma simétrica de la curva que describe la distribución de percentiles (Figura 55), valores alterados no implican una peor ejecución, sino una alteración respecto a la norma. La interpretación de los resultados debe particularizarse en cada ejercicio.



*Figura 55. Curva de percentiles y desviaciones*

# Bibliografía

- [1] A. Shumway-Cook, M. Woollacott, Motor control: Theory and practical applications, 1995.
- [2] D.P. Cardinali, Neurociencia aplicada : sus fundamentos, Médica Panamericana, 2007.
- [3] A.S. Pollock, B.R. Durward, P.J. Rowe, J.P. Paul, What is balance?, Clin. Rehabil. 14 (2000) 402–406.
- [4] A. Faraldo-García, S. Santos-Pérez, M. Rossi-Izquierdo, A. Lirola-Delgado, I. Vaamonde-Sánchez-Andrade, M. del-Río-Valeiras, A. Soto-Varela, Posturographic limits of stability can predict the increased risk of falls in elderly patients with instability?, Acta Otolaryngol. 136 (2016) 1125–1129.
- [5] E. Martín Sanz, R. Barona De Guzmán, C. Comeche Cerverón, J.M. Baydal, Análisis de la interacción visuo-vestibular y la influencia visual en el control postural, Acta Otorrinolaringológica Española. 55 (2004) 9–16.
- [6] M.F. Peydro De Moya, J.M. Baydal Bertomeu, M.J. Vivas Broseta, Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía, Rehabilitacion. 39 (2005) 315–323.
- [7] A. Martín Nogueras, J.L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, F.J. Barbero Iglesias, C. Sánchez Sánchez, Human walking phases, Elsevier, 1999. <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714> (accessed September 5, 2017).
- [8] C. Sanz, Cinesiología de la marcha humana normal, Univ. Zaragoza. (2011) 1–14.
- [9] G. Malanga, J.A. DeLisa, SECTION ONE Clinical Observation, Gait Anal. Sci. Rehabil. 2 (1998) 1–10.
- [10] M.Q. Liu, F.C. Anderson, M.G. Pandy, S.L. Delp, Muscles that support the body also modulate forward progression during walking, J. Biomech. 39 (2006) 2623–2630.
- [11] J. Perry, Gait Analysis - Normal and Pathological Function, 1992.
- [12] C. Sackley, B. Baguley, S. Gent, P. Hodgson, The Use of a Balance Performance Monitor in the Treatment of Weight-bearing and Weight-transference Problems after Stroke, Physiother. (United Kingdom). 78 (1992) 907–913.

- [13] S.C. Loewen, B. a. Anderson, Predictors of stroke outcome using objective measurement scales, *Stroke*. 21 (1990) 78–81.
- [14] S.E. Lamb, L. Ferrucci, S. Volapto, L.P. Fried, J.M. Guralnik, Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: The women's health and aging study, *Stroke*. 34 (2003) 494–500.
- [15] J.M. Potter, A.L. Evans, G. Duncan, Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients, *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 76 (1995) 997–999.
- [16] D.A. Ganz, Y. Bao, P.G. Shekelle, L.Z. Rubenstein, Will my patient fall?, *J. Am. Med. Assoc.* 297 (2007) 77–86.
- [17] J. Park, T.H. Kim, The effects of balance and gait function on quality of life of stroke patients, *NeuroRehabilitation*. 44 (2019) 37–41.
- [18] C.-L. Hsieh, C.-F. Sheu, I.-P. Hsueh, C.-H. Wang, Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients., *Stroke*. 33 (2002) 2626–30.
- [19] L. De Wit, K. Putman, N. Lincoln, I. Baert, P. Berman, H. Beyens, K. Bogaerts, N. Brinkmann, L. Connell, E. Dejaeger, W. De Weerd, W. Jenni, E. Lesaffre, M. Leys, F. Louckx, B. Schuback, W. Schupp, B. Smith, H. Feys, Stroke rehabilitation in Europe: What do physiotherapists and occupational therapists actually do?, *Stroke*. 37 (2006) 1483–1489.
- [20] N.E. Mayo, S. Wood-Dauphinee, R. Cote, L. Durcan, J. Carlton, Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke., *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 83 (2002) 1035–1042.
- [21] S.A. Randolph, Ischemic Stroke, *Work. Heal. Saf.* 64 (2016) 444.
- [22] Instituto Nacional de Estadística, Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia (EDAD). Año 2008., 2008. [http://cantabria.fspugt.es/uploads/documentos/documentos\\_Comunicado\\_INE\\_15-feb-2008\\_\\_1\\_809cbef7.pdf](http://cantabria.fspugt.es/uploads/documentos/documentos_Comunicado_INE_15-feb-2008__1_809cbef7.pdf).
- [23] S.M.A.A. Evers, J.N. Struijs, A.J.H.A. Ament, M.L.L. Van Genugten, J.C. Jager, G.A.M. Van Den Bos, International comparison of stroke cost studies, *Stroke*. 35 (2004) 1209–1215.
- [24] A.M. Bronstein, M. Pavlou, Balance, *Handb. Clin. Neurol.* 110 (2013) 189–208.
- [25] S.F. Tyson, M. Hanley, J. Chillala, A. Selley, R.C. Tallis, Balance

- disability after stroke., *Phys. Ther.* 86 (2006) 30–38.
- [26] J.-M. Belda-Lois, S. Mena-del Horno, I. Bermejo-Bosch, J.C. Moreno, J.L. Pons, D. Farina, M. Iosa, M. Molinari, F. Tamburella, A. Ramos, A. Caria, T. Solis-Escalante, C. Brunner, M. Rea, Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach, *J. Neuroeng. Rehabil.* 8 (2011) 66.
- [27] J.L. Ponsford, M.G. Downing, J. Olver, M. Ponsford, R. Acher, M. Carty, G. Spitz, Longitudinal Follow-Up of Patients with Traumatic Brain Injury: Outcome at Two, Five, and Ten Years Post-Injury, *J. Neurotrauma.* 31 (2014) 64–77.
- [28] C. Patten, J. Lexell, H.E. Brown, Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy, *J. Rehabil. Res. Dev.* 41 (2004) 293.
- [29] J.-U. Choi, S.-H. Kang, The effects of patient-centered task-oriented training on balance activities of daily living and self-efficacy following stroke., *J. Phys. Ther. Sci.* 27 (2015) 2985–8.
- [30] Balance problems after stroke | Stroke Association, (n.d.). <https://www.stroke.org.uk/effects-of-stroke/physical-effects-stroke/balance-problems-after-stroke> (accessed December 22, 2020).
- [31] B. Balaban, F. Tok, Gait Disturbances in Patients With Stroke, *PM&R.* 6 (2014) 635–642.
- [32] I.A. Kramers De Quervain, S.R. Simon, S. Leurgans, W.S. Pease, D. McAllister, Gait pattern in the early recovery period after stroke, *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A.* 78 (1996) 1506–1514.
- [33] Y. Okuma, Freezing of gait and falls in Parkinson’s disease., *J. Parkinsons. Dis.* 4 (2014) 255–60.
- [34] R.W. Bohannon, S.S. Glenney, Minimal clinically important difference for change in comfortable gait speed of adults with pathology: a systematic review, *J. Eval. Clin. Pract.* 20 (2014) 295–300.
- [35] K.M. Ostrosky, J.M. VanSwearingen, R.G. Burdett, Z. Gee, A comparison of gait characteristics in young and old subjects., *Phys. Ther.* 74 (1994) 637–644; discussion 644-646.
- [36] A.N. Gyory, E.Y. Chao, R.N. Stauffer, Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait, *Arch Phys Med Rehabil.* 57 (1976) 571–577. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&>

db=PubMed&dopt=Citation&list\_uids=999482.

- [37] D. Grabli, C. Karachi, M.-L. Welter, B. Lau, E.C. Hirsch, M. Vidailhet, C. François, Normal and pathological gait: what we learn from Parkinson's disease, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. 83 (2012) 979–985.
- [38] M. Montero-Odasso, J. Verghese, O. Beauchet, J.M. Hausdorff, Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling, *J. Am. Geriatr. Soc.* 60 (2012) n/a-n/a.
- [39] C.B. de Oliveira, I.R.T. de Medeiros, N.A.F. Frota, M.E. Greters, A.B. Conforto, Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation., *J. Rehabil. Res. Dev.* 45 (2008) 1215–26. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19235121> (accessed September 20, 2017).
- [40] Berg Balance Scale, *Rehabil. Meas.* (n.d.).
- [41] CDP Protocols |, (n.d.). <http://resourcesonbalance.com/for-clinicians/computerized-dynamic-posturography/cdp-protocols/> (accessed September 20, 2017).
- [42] A. Mirka, F.O. Black, Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction, *Neurol. Clin.* (1990).
- [43] Computerized Dynamic Posturography (CDP) |, (n.d.). <http://resourcesonbalance.com/for-clinicians/computerized-dynamic-posturography/> (accessed September 20, 2017).
- [44] Clinical Applications |, (n.d.). <http://resourcesonbalance.com/for-clinicians/computerized-dynamic-posturography/clinical-applications/> (accessed September 20, 2017).
- [45] S. Clark, D.J. Rose, K. Fujimoto, Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78 (1997) 1078–1084.
- [46] C.W. Chien, M.H. Hu, P.F. Tang, C.F. Sheu, C.L. Hsieh, 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.* 88 (2007) 374–380.
- [47] X.J. Yang, K. Hill, K. Moore, S. Williams, L. Dowson, K. Borschmann, J.A. Simpson, S.C. Dharmage, Effectiveness of a



- Targeted Exercise Intervention in Reversing Older People's Mild Balance Dysfunction: A Randomized Controlled Trial, 2012. <https://academic.oup.com/ptj/article/92/1/24/2735115> (accessed December 23, 2020).
- [48] P.T. Cheng, C.M. Wang, C.Y. Chung, C.L. Chen, Effects of visual feedback rhythmic weight-shift training on hemiplegic stroke patients, *Clin. Rehabil.* 18 (2004) 747–753.
- [49] A. Brenton-Rule, J. Mattock, M. Carroll, N. Dalbeth, S. Bassett, H.B. Menz, K. Rome, Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of postural stability in older people with rheumatoid arthritis, *J. Foot Ankle Res.* 5 (2012) 1.
- [50] Pressure Sensing Mat | MatScan | Tekscan, (n.d.). <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/matscan?tab=description> (accessed November 15, 2017).
- [51] DynSTABLE | Motekforce Link, (n.d.). <https://www.motekforcelink.com/product/dynstable/> (accessed November 15, 2017).
- [52] Natus Medical Incorporated - EquiTest Details, (n.d.). [http://www.natus.com/index.cfm?page=products\\_1&crd=270&contentid=395](http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=270&contentid=395) (accessed November 15, 2017).
- [53] CDP/IVR — Bertec, (n.d.). <https://www.bertec.com/products/cdp-ivr> (accessed December 23, 2020).
- [54] Wii Balance Board - Operation Manual, (2008).
- [55] R.A. Clark, A.L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, M. Hunt, Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance, *Gait Posture.* 31 (2010) 307–310.
- [56] B.A. Springer, R. Marin, T. Cyhan, H. Roberts, N.W. Gill, Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed, *J. Geriatr. Phys. Ther.* (2007).
- [57] C. Bauer, I. Gröger, R. Rupperecht, K.G. Gaßmann, Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* (2008).
- [58] A. Huurnink, D.P. Fransz, I. Kingma, J.H. van Dieën, 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.* 46 (2013) 1392–1395.

- [59] W.-D. Chang, W.-Y. Chang, C.-L. Lee, C.-Y. Feng, Validity and reliability of wii fit balance board for the assessment of balance of healthy young adults and the elderly., *J. Phys. Ther. Sci.* 25 (2013) 1251–3.
- [60] D.-S. Park, G. Lee, Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation., *J. Neuroeng. Rehabil.* 11 (2014) 99.
- [61] K.J. Bower, J.L. McGinley, K.J. Miller, R.A. Clark, Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: Reliability and association with clinical tests, *PLoS One.* 9 (2014).
- [62] P. Scaglioni-Solano, L.F. Aragón-Vargas, Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board to assess standing balance and sensory integration in highly functional older adults, *Int. J. Rehabil. Res.* 37 (2014) 138–143.
- [63] J.D. Holmes, M.E. Jenkins, A.M. Johnson, M.A. Hunt, R.A. Clark, Validity of the Nintendo Wii(R) balance board for the assessment of standing balance in Parkinson’s disease, *Clin. Rehabil.* 27 (2012) 361–6.
- [64] R. Llorens, J. Latorre, E. Noe, E.A. Keshner, A low-cost Wii Balance Board™-based posturography system: An efficacy study with healthy subjects and individuals with stroke, in: *Int. Conf. Virtual Rehabil. ICVR, 2015*: pp. 80–85.
- [65] P.M. Keune, W.R. Young, I.T. Paraskevopoulos, S. Hansen, J. Muenssinger, P. Oschmann, R. Müller, Measuring standing balance in multiple sclerosis: Further progress towards an automatic and reliable method in clinical practice, *J. Neurol. Sci.* 379 (2017) 157–162.
- [66] A. Shumway-Cook, M. Baldwin, N.L. Polissar, W. Gruber, Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults., *Phys. Ther.* 77 (1997) 812–9.
- [67] Rehab Measures - Dynamic Gait Index, (n.d.). <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/PrintView.aspx?ID=898> (accessed September 20, 2017).
- [68] J.-H. Lin, M.-J. Hsu, H.-W. Hsu, H.-C. Wu, C.-L. Hsieh, Psychometric comparisons of 3 functional ambulation measures for patients with stroke., *Stroke.* 41 (2010) 2021–5.
- [69] J. Jonsdottir, D. Cattaneo, Reliability and Validity of the Dynamic

- Gait Index in Persons With Chronic Stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88 (2007) 1410–1415.
- [70] G.F. Marchetti, S.L. Whitney, P.J. Blatt, L.O. Morris, J.M. Vance, Temporal and Spatial Characteristics of Gait During Performance of the Dynamic Gait Index in People With and People Without Balance or Vestibular Disorders, *Phys. Ther.* 88 (2008) 640–651.
- [71] K.H. Cooper, A Means of Assessing Maximal Oxygen Intake, *JAMA.* 203 (1968) 201.
- [72] C.R. McGavin, S.P. Gupta, G.J. McHardy, Twelve-minute walking test for assessing disability in chronic bronchitis., *Br. Med. J.* 1 (1976) 822–3.
- [73] R.J. Butland, J. Pang, E.R. Gross, A.A. Woodcock, D.M. Geddes, Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease., *Br. Med. J. (Clin. Res. Ed).* 284 (1982) 1607–8. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6805625> (accessed September 20, 2017).
- [74] P. Rossier, D.T. Wade, Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82 (2001) 9–13.
- [75] Rehab Measures - 2 Minute Walk Test, (n.d.). <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=896> (accessed September 20, 2017).
- [76] B.C. McDowell, C. Kerr, J. Parkes, A. Cosgrove, Validity of a 1 minute walk test for children with cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 47 (2005) 744.
- [77] P.L. Enright, The six-minute walk test., *Respir. Care.* 48 (2003) 783–5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12890299> (accessed September 20, 2017).
- [78] T.M. Steffen, T.A. Hacker, L. Mollinger, Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds, *Phys. Ther.* 82 (2002) 128–137.
- [79] Rehab Measures - 6 Minute Walk Test, (n.d.). <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=895> (accessed September 20, 2017).
- [80] J.L. Purser, M. Weinberger, H.J. Cohen, C.F. Pieper, M.C. Morey, T. Li, G.R. Williams, P. Lapuerta, Walking speed predicts health status and hospital costs for frail elderly male veterans., *J. Rehabil.*

- Res. Dev. 42 (2005) 535–546.
- [81] P.A. Goldie, T.A. Matyas, O.M. Evans, Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 77 (1996) 1074–1082.
- [82] M. Montero-Odasso, M. Schapira, E.R. Soriano, M. Varela, R. Kaplan, L. a Camera, L.M. Mayorga, Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older., *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 60 (2005) 1304–1309.
- [83] J.S. Brach, J.M. VanSwearingen, A.B. Newman, A.M. Kriska, Identifying early decline of physical function in community-dwelling older women: performance-based and self-report measures., *Phys. Ther.* 82 (2002) 320–328.
- [84] B.E. Maki, Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear., *J. Am. Geriatr. Soc.* 45 (1997) 313–320.
- [85] N. De Rekeneire, M. Visser, R. Peila, M.C. Nevitt, J.A. Cauley, F.A. Tylavsky, E.M. Simonsick, T.B. Harris, Is a fall just a fall: Correlates of falling in healthy older persons. The health, aging and body composition study, *J. Am. Geriatr. Soc.* 51 (2003) 841–846.
- [86] J. Green, A. Forster, J. Young, Reliability of gait speed measured by a timed walking test in patients one year after stroke, *Clin. Rehabil.* 16 (2002) 306–314.
- [87] M.A. van Loo, A.M. Moseley, J.M. Bosman, R.A. de Bie, L. Hassett, Test–re-test reliability of walking speed, step length and step width measurement after traumatic brain injury: a pilot study, *Brain Inj.* 18 (2004) 1041–1048.
- [88] D.M. Peters, S.L. Fritz, D.E. Krotish, Assessing the Reliability and Validity of a Shorter Walk Test Compared With the 10-Meter Walk Test for Measurements of Gait Speed in Healthy, Older Adults, *J. Geriatr. Phys. Ther.* 36 (2013) 24–30.
- [89] S. Perera, S.H. Mody, R.C. Woodman, S.A. Studenski, Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults, *J. Am. Geriatr. Soc.* 54 (2006) 743–749.
- [90] H. Ota, Atsuhiko; Yasuda, Nobunfumi; Horikawa, Shunichi; Fujimura, Takashi; Ohara, Differential Effects of Power Rehabilitation on Physical Performance and Higherlevel Functional Capacity among Community-dwelling Older Adults with a Slight Degree of Frailty, *J. Epidemiol.* 17 (2007) 587–592.
- [91] K. Avlund, T. Rantanen, M. Schroll, Tiredness and subsequent

- disability in older adults: The role of walking limitations., *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 61 (2006) 1201–1205.
- [92] R.W. Kressig, S.L. Wolf, R.W. Sattin, M. O’Grady, A. Greenspan, A. Curns, M. Kutner, Associations of demographic, functional, and behavioral characteristics with activity-related fear of falling among older adults transitioning to frailty, *J. Am. Geriatr. Soc.* 49 (2001) 1456–1462.
- [93] J.R. Jorgensen, D.T. Bech-Pedersen, P. Zeeman, J. Sorensen, L.L. Andersen, M. Schonberger, Effect of Intensive Outpatient Physical Training on Gait Performance and Cardiovascular Health in People With Hemiparesis After Stroke, *Phys. Ther.* 90 (2010) 527–537.
- [94] H.J. a van Hedel, V. Dietz, A. Curt, Assessment of walking speed and distance in subjects with an incomplete spinal cord injury., *Neurorehabil. Neural Repair.* 21 (2015) 295–301.
- [95] J.E. Graham, G. V. Ostir, S.R. Fisher, K.J. Ottenbacher, Assessing walking speed in clinical research: a systematic review, *J. Eval. Clin. Pract.* 14 (2008) 552–562.
- [96] Rehab Measures - 10 Meter Walk Test, (n.d.). <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=901> (accessed September 20, 2017).
- [97] A. Cappozzoli, F. Catan, D. Crocel, A. Leardini, Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination, *UTTFRWORTH EINEMANN Clin. Biomech. Biomech.* 10 (1995) 171–178. [https://ac.els-cdn.com/026800339591394T/1-s2.0-026800339591394T-main.pdf?\\_tid=ffdf4ca-a2a8-11e7-b4d4-00000aacb361&acdnat=1506423420\\_1cbfcd5703ea833d7c0edd7b91b6dfd2](https://ac.els-cdn.com/026800339591394T/1-s2.0-026800339591394T-main.pdf?_tid=ffdf4ca-a2a8-11e7-b4d4-00000aacb361&acdnat=1506423420_1cbfcd5703ea833d7c0edd7b91b6dfd2) (accessed September 26, 2017).
- [98] A.M. Aurand, J.S. Dufour, W.S. Marras, Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume, *J. Biomech.* 58 (2017) 237–240.
- [99] S.M. Kidder, F.S. Abuzzahab, G.F. Harris, J.E. Johnson, A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait., *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 4 (1996) 25–32. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8798069> (accessed June 7, 2017).
- [100] J.A. Corrales, F.A. Candelas, F. Torres, Hybrid tracking of human operators using IMU/UWB data fusion by a Kalman filter, in: *HRI*

- 2008 - Proc. 3rd ACM/IEEE Int. Conf. Human-Robot Interact. Living with Robot., 2008: pp. 193–200.
- [101] J. Rueterbories, E.G. Spaich, B. Larsen, O.K. Andersen, Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems, *Med. Eng. Phys.* 32 (2010) 545–552.
- [102] R.C. González, A.M. López, J. Rodríguez-Uría, D. Álvarez, J.C. Alvarez, Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations, *Gait Posture.* 31 (2010) 322–325.
- [103] A. Kose, A. Cereatti, U. Della Croce, Bilateral step length estimation using a single inertial measurement unit attached to the pelvis, *J. Neuroeng. Rehabil.* 9 (2012) 9.
- [104] D. Trojaniello, A. Cereatti, E. Pelosin, L. Avanzino, A. Mirelman, J.M. Hausdorff, U. Della Croce, Estimation of step-by-step spatio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors: application to elderly, hemiparetic, parkinsonian and choreic gait, *J. Neuroeng. Rehabil.* 11 (2014) 152.
- [105] A.M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, F. Cavallo, Assessment of walking features from foot inertial sensing, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52 (2005) 486–494.
- [106] H. Lau, K. Tong, The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot, *Gait Posture.* 27 (2008) 248–257.
- [107] M. Hanlon, R. Anderson, Real-time gait event detection using wearable sensors, *Gait Posture.* 30 (2009) 523–527.
- [108] J. Nilsson, V.P. Stokes, A. Thorstensson, A new method to measure foot contact, *J. Biomech.* 18 (1985) 625–627.
- [109] D.A. Winter, R.K. Greenlaw, D.A. Hobson, A microswitch shoe for use in locomotion studies, *J. Biomech.* 5 (1972).
- [110] A.H. Hansen, D.S. Childress, M.R. Meier, A simple method for determination of gait events, *J. Biomech.* 35 (2002) 135–138.
- [111] H.B. Menz, M.D. Latt, A. Tiedemann, M.M.S. Kwan, S.R. Lord, Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people, *Gait Posture.* 20 (2004) 20–25.
- [112] CONTEMPLAS: Clinical gait analysis, motion analysis software, video analysis, (n.d.).

- [https://www.contemplas.com/clinical\\_gait\\_analysis.aspx](https://www.contemplas.com/clinical_gait_analysis.aspx)  
(accessed October 25, 2017).
- [113] Pressure Mapping | Tekscan, (n.d).  
<https://www.tekscan.com/product-group/embedded-sensing/pressure-mapping> (accessed October 25, 2017).
- [114] GRAIL | Motekforce Link, (n.d).  
<https://www.motekforcelink.com/product/grail/> (accessed October 25, 2017).
- [115] BTS GAITLAB | Integrated Motion Analysis Systems | BTS Bioengineering, (n.d).  
<http://www.btsbioengineering.com/products/bts-gaitlab/>  
(accessed October 25, 2017).
- [116] J.-T. Zhang, A.C. Novak, B. Brouwer, Q. Li, Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics, *Physiol. Meas.* 34 (2013) N63–N69.  
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/8/N63>.
- [117] M3D Force Plate | Products | Tec Gihan Co.,Ltd, (n.d).  
[http://www.tecgihan.co.jp/en/products/m3d\\_forceplate/](http://www.tecgihan.co.jp/en/products/m3d_forceplate/)  
(accessed October 25, 2017).
- [118] C. Frigo, P. Crenna, Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art, *Clin. Biomech.* 24 (2009) 236–245.
- [119] E.C. Wentink, V.G.H. Schut, E.C. Prinsen, J.S. Rietman, P.H. Veltink, Detection of the onset of gait initiation using kinematic sensors and EMG in transfemoral amputees, *Gait Posture.* 39 (2014) 391–396.
- [120] L. Atallah, A. Wüik, B. Lo, J.P. Cobb, A.A. Amis, G.-Z. Yang, Gait asymmetry detection in older adults using a light ear-worn sensor, *Inst. Phys. Eng. Med. Physiol. Meas. Physiol. Meas.* 35 (2014) 29–40.
- [121] R.A. Clark, K.J. Bower, B.F. Mentiplay, K. Paterson, Y.H. Pua, Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables, *J. Biomech.* 46 (2013) 2722–2725.
- [122] B.F. Mentiplay, L.G. Perraton, K.J. Bower, Y.H. Pua, R. McGaw, S. Heywood, R.A. Clark, Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables, *J. Biomech.* 48 (2015) 2166–2170.
- [123] D.J. Geerse, B.H. Coolen, M. Roerdink, Kinematic validation of a

- multi-Kinect v2 instrumented 10-meter walkway for quantitative gait assessments, *PLoS One*. 10 (2015).
- [124] E. Dolatabadi, B. Taati, A. Mihailidis, Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters, *Med. Eng. Phys.* 38 (2016) 952–958.
- [125] R.A. Clark, Y.H. Pua, C.C. Oliveira, K.J. Bower, S. Thilarajah, R. McGaw, K. Hasanki, B.F. Mentiplay, Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control, *Gait Posture*. 42 (2015) 210–213.
- [126] L. Dranca, L. de Abetxuko Ruiz de Mendarozketa, A. Goñi, A. Illarramendi, I. Navalpotro Gomez, M. Delgado Alvarado, M. Cruz Rodríguez-Oroz, Using Kinect to classify Parkinson’s disease stages related to severity of gait impairment, *BMC Bioinformatics*. 19 (2018).
- [127] C.J. Shanahan, F.M.C. Boonstra, L.E. Cofré Lizama, M. Strik, B.A. Moffat, F. Khan, T.J. Kilpatrick, A. van der Walt, M.P. Galea, S.C. Kolbe, Technologies for Advanced Gait and Balance Assessments in People with Multiple Sclerosis, *Front. Neurol.* 8 (2018) 708.
- [128] Y. Ma, K. Mithraratne, N.C. Wilson, X. Wang, Y. Ma, Y. Zhang, The validity and reliability of a kinect v2-based gait analysis system for children with cerebral palsy, *Sensors (Switzerland)*. 19 (2019).
- [129] A. Pfister, A.M. West, S. Bronner, J.A. Noah, Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis, *J Med Eng Technol.* 38 (2014) 1464–522.
- [130] E.E. Stone, S. Member, M. Skubic, Passive In-Home Measurement of Stride-To-Stride Gait Variability Comparing Vision and Kinect Sensing, (2011) 6491–6494.
- [131] X. Xu, R.W. McGorry, L.-S. Chou, J. Lin, C. Chang, Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking, *Gait Posture*. 42 (2015) 145–151.
- [132] G. Baldewijns, G. Verheyden, B. Vanrumste, T. Croonenborghs, Validation of the kinect for gait analysis using the GAITRite walkway, *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.* 2014 (2014) 5920–5923.
- [133] M. Eltoukhy, J. Oh, C. Kuenze, J. Signorile, Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment, *Gait*



- Posture. 51 (2017) 77–83.
- [134] M. Eltoukhy, C. Kuenze, J. Oh, M. Jacopetti, S. Wooten, J. Signorile, Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson's disease, *Med. Eng. Phys.* 44 (2017) 1–7.
- [135] B. Müller, W. Ilg, M.A. Giese, N. Ludolph, Validation of enhanced kinect sensor based motion capturing for gait assessment, *PLoS One.* 12 (2017).
- [136] S. Vernon, K. Paterson, K. Bower, J. Mcginley, K. Miller, Y. Pua, R.A. Clark, Quantifying Individual Components of the Timed Up and Go Using the Kinect in People Living With Stroke, *Neurorehabil. Neural Repair.* 29 (2015) 48–53.
- [137] R.A. Clark, Y.-H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K.E. Webster, L. Denehy, A.L. Bryant, Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture.* 36 (2012) 372–377.
- [138] Y. Cao, B.Z. Li, Q.N. Li, J.D. Xie, B.Z. Cao, S.Y. Yu, Kinect-based gait analyses of patients with Parkinson's disease, patients with stroke with hemiplegia, and healthy adults, *CNS Neurosci. Ther.* 23 (2017) 447–449.
- [139] M. Mancini, L. King, A. Salarian, L. Holmstrom, J. McNames, F.B. Horak, Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors., *J. Bioeng. Biomed. Sci. Suppl* 1 (2011) 007.
- [140] N. Yozbatiran, F. Baskurt, Z. Baskurt, S. Ozakbas, E. Idiman, Motor assessment of upper extremity function and its relation with fatigue, cognitive function and quality of life in multiple sclerosis patients, *J. Neurol. Sci.* 246 (2006) 117–122.
- [141] S. Tyson, L. Connell, How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions, *Clin. Rehabil.* 23 (2009) 824–840.
- [142] C. Pollock, J. Eng, S. Garland, Clinical measurement of walking balance in people post stroke: a systematic review, *Clin. Rehabil.* 25 (2011) 693–708.
- [143] M.W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*, Library (Lond). 3 (2002) 1–220.
- [144] J.E. Visser, M.G. Carpenter, H. van der Kooij, B.R. Bloem, The clinical utility of posturography, *Clin. Neurophysiol.* 119 (2008)

2424–2436.

- [145] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, S. Leonhardt, A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation, *J. Neuroeng. Rehabil.* 11 (2014) 3.
- [146] T.H. Wagner, A.C. Lo, P. Peduzzi, D.M. Bravata, G.D. Huang, H.I. Krebs, R.J. Ringer, D.G. Federman, L.G. Richards, J.K. Haselkorn, G.F. Wittenberg, B.T. Volpe, C.T. Bever, P.W. Duncan, A. Siroka, P.D. Guarino, An economic analysis of robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke, *Stroke.* 42 (2011) 2630–2632.
- [147] J.D. Zúñiga Vicenti, Validación de una herramienta digital para la medición del centro de presión utilizando la plataforma de balance del Nintendo Wii, 2012. <http://ruie.ucr.ac.cr/catalogo/Record/INII-CEDI-CD-20692/Details> (accessed September 20, 2017).
- [148] R. Horaud, M. Hansard, G. Evangelidis, C. Ménier, An overview of depth cameras and range scanners based on time-of-flight technologies, *Mach. Vis. Appl.* (2016).
- [149] H. Sarbolandi, D. Lefloch, A. Kolb, Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect, *Comput. Vis. Image Underst.* (2015).
- [150] S. Giancola, A. Corti, F. Molteni, R. Sala, Motion capture: An evaluation of kinect V2 body tracking for upper limb motion analysis, *Lect. Notes Inst. Comput. Sci. Soc. Telecommun. Eng. LNICST.* 192 (2017) 302–309.
- [151] J. Latorre, R. Lloréns, E. Noé., [www.posturography.upv.es](http://www.posturography.upv.es), (2018).
- [152] J. Latorre, R. Lloréns, E. Noé., [www.gait.upv.es](http://www.gait.upv.es), (2018). [www.gait.upv.es](http://www.gait.upv.es).
- [153] R.J. Reed-Jones, S. Dorgo, M.K. Hitchings, J.O. Bader, WiiFit™ Plus balance test scores for the assessment of balance and mobility in older adults., *Gait Posture.* 36 (2012) 430–3.
- [154] J. MEGNA, Balance and Vestibular Rehabilitation in the Patient with Acquired Brain Injury, in: *Acquir. Brain Inj.*, Springer New York, New York, NY, 2007: pp. 200–214.
- [155] S.J. Garland, D.A. Willems, T.D. Ivanova, K.J. Miller, Recovery of standing balance and functional mobility after stroke., *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84 (2003) 1753–9. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14669179> (accessed

- September 7, 2017).
- [156] La fuerza muscular del tronco en los niños y la capacitación del equilibrio en la plataforma inestable Wii, (n.d.). <http://www.efdeportes.com/efd156/equilibrio-en-la-plataforma-inestable-wii.htm> (accessed September 7, 2017).
- [157] M.A. Ortuño-Cortés, E. Martín-Sanz, R. Barona-De Guzmán, Posturografía estática frente a pruebas clínicas en ancianos con vestibulopatía, *Acta Otorrinolaringol. Esp.* 59 (2008) 334–340.
- [158] W. Young, S. Ferguson, S. Brault, C. Craig, Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the “Nintendo Wii” Balance Board., *Gait Posture.* 33 (2011) 303–5.
- [159] T. Fujita, S. Nakamura, M. Ohue, Y. Fujii, A. Miyauchi, Y. Takagi, H. Tsugeno, Effect of age on body sway assessed by computerized posturography, *J. Bone Miner. Metab.* 2005 232. 23 (2005) 152–156.
- [160] R. Boonsinsukh, B. Khumnonchai, V. Saengsirisuwan, N. Chaikereee, The effect of the type of foam pad used in the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) on the accuracy in identifying older adults with fall history, <https://doi.org/10.1142/S1013702520500134>. 40 (2020) 133–143.
- [161] R.R. Holt, D. Simpson, J.R. Jenner, S.G.B. Kirker, A.M. Wing, Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke;, <http://dx.doi.org/10.1191/026921500668655351>. 14 (2016) 88–95.
- [162] D.J. Rose, *Equilibrio y movilidad con personas mayores*, (2005).
- [163] M.Á. Ortuño Cortés, M. Ángel, Análisis clínico y posturográfico en ancianos con patología vestibular y su relación con las caídas, (2007). <http://roderic.uv.es/handle/10550/15934> (accessed September 7, 2017).
- [164] F.E. Huxham, P.A. Goldie, A.E. Patla, Theoretical considerations in balance assessment, *Aust. J. Physiother.* 47 (2001) 89–100.
- [165] ESCALA BERG: valoración del equilibrio en pacientes con Daño Cerebral Adquirido, (n.d.). <https://www.neurorhb.com/blog-dano-cerebral/escala-berg-valoracion-del-equilibrio-en-pacientes-con-dca/> (accessed September 6, 2017).
- [166] N. Navalón, I. Verdecho, R. Llorens, C. Colomer, C. Sanchez-

- Leiva, G. Martínez-Crespo, B. Moliner, J. Ferri, E. Noé, Progression of posturographic findings after acquired brain injury, *Brain Inj.* 28 (2014) 1417–1424.
- [167] P.W. Duncan, D.K. Weiner, J. Chandler, S. Studenski, Functional reach: A new clinical measure of balance, *Journals Gerontol.* 45 (1990) M192–M197.
- [168] K.D. Hill, A New Test of Dynamic Standing Balance for Stroke Patients: Reliability, Validity and Comparison with Healthy Elderly, *Physiother. Canada.* 48 (1996) 257–262.
- [169] C.J. Jones, R.E. Rikli, W.C. Beam, A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults, *Res. Q. Exerc. Sport.* 70 (1999) 113–119.
- [170] S. Richardson, The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons, *J. Am. Geriatr. Soc.* 39 (1991) 142–148.
- [171] C.A. Zaino, V.G. Marchese, S.L. Westcott, Timed up and down stairs test: Preliminary reliability and validity of a new measure of functional mobility, *Pediatr. Phys. Ther.* 16 (2004) 90–98.
- [172] J.M. Wilken, K.M. Rodriguez, M. Brawner, B.J. Darter, Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults, *Gait Posture.* 35 (2012) 301–307.
- [173] M.A. Holbein, D.B. Chaffin, Stability limits in extreme postures: Effects of load positioning, foot placement, and strength, *Hum. Factors.* 39 (1997) 456–468.
- [174] D.M. Wrisley, S.L. Whitney, The Effect of Foot Position on the Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85 (2004) 335–338.
- [175] M.L. Pickerill, R.A. Harter, Validity and reliability of limits-of-stability testing: A comparison of 2 postural stability evaluation devices, *J. Athl. Train.* 46 (2011) 600–606.
- [176] J.A. Gil-Gómez, R. Lloréns, M. Alcñiz, C. Colomer, Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: A pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury, *J. Neuroeng. Rehabil.* 8 (2011) 30.
- [177] R.A.L. Liston, B.J. Brouwer, Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the balance master, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 77 (1996) 425–430.

- [178] L. Blum, N. Korner-Bitensky, Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: A systematic review, *Phys. Ther.* 88 (2008) 559–566.
- [179] N. Genthon, A.S. Gissot, J. Froger, P. Rougier, D. Pérennou, Posturography in patients with stroke: Estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform, *Stroke.* 39 (2008) 489–491.
- [180] C.H. Chen, S.F. Lin, W.H. Yu, J.H. Lin, H.L. Chen, C.L. Hsieh, Comparison of the test-retest reliability of the balance computerized adaptive test and a computerized posturography instrument in patients with stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95 (2014) 1477–1483.
- [181] H.L. Bartlett, L.H. Ting, J.T. Bingham, Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board, *Gait Posture.* 39 (2014) 224–228.
- [182] M. Romero, A. Sánchez, C. Marín, M.D. Navarro, J. Ferri, E. Noé, Clinical usefulness of the Spanish version of the Mississippi Aphasia Screening Test (MASTsp): validation in stroke patients., *Neurología.* 27 (2012) 216–224.
- [183] M.F. Folstein, S.E. Folstein, P.R. McHugh, Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician., *J. Psychiatr. Res.* 12 (1975) 189–98. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1202204>.
- [184] A.P. Rocha, S. Member, H. Choupina, J.M. Fernandes, J. Rosas, R. Vaz, J. Paulo, S. Cunha, S. Member, Kinect v2 Based System for Parkinson ' s Disease Assessment, *Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC), 2015 37th Annu. Int. Conf. IEEE.* (2015) 1279–1282.
- [185] E. Auvinet, F. Multon, C.E. Aubin, J. Meunier, M. Raison, Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect, *Gait Posture.* 41 (2015) 722–725..
- [186] J.A. Zeni, J.G. Richards, J.S. Higginson, Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data, *Gait Posture.* 27 (2008) 710–714.
- [187] M.E. Tinetti, Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients, *J. Am. Geriatr. Soc.* 34 (1986) 119–126.
- [188] G.G. Lin, J.G. Scott, Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic

- data, *Gait Posture*. 100 (2012) 130–134.
- [189] R. Lloréns, E. Noé, V. Naranjo, A. Borrego, J. Latorre, M. Alcañiz, Tracking Systems for Virtual Rehabilitation: Objective Performance vs. Subjective Experience. A Practical Scenario, *Sensors*. 15 (2015) 6586–6606.
- [190] B. Stillman, J. McMeeken, Use of a video time display in determining general gait measures, *Aust. J. Physiother.* 42 (1996) 213–217.
- [191] D. Kobsar, C. Olson, R. Paranjape, T. Hadjistavropoulos, J.M. Barden, Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer, *Gait Posture*. 39 (2014) 553–557.
- [192] V.L. Chester, A.T. Wrigley, The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis, *Clin. Biomech.* 23 (2008) 212–220.
- [193] T. Oberg, A. Karsznia, K. Oberg, Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age., *J. Rehabil. Res. Dev.* 30 (1993) 210–23.
- [194] M.M. Samson, A. Crowe, P.L. de Vreede, J. a. G. Dessens, S.A. Duursma, H.J.J. Verhaar, Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight, *Aging Clin. Exp. Res.* 13 (2001) 16–21.
- [195] A. Aboutorabi, M. Arazpour, M. Bahramizadeh, S.W. Hutchins, R. Fadayeveatan, The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review, *Aging Clin. Exp. Res.* 28 (2016) 393–405.
- [196] D.A. Winter, A.E. Patla, J.S. Frank, S.E. Walt, Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly., *Phys. Ther.* 70 (1990) 340–7.
- [197] C.-Y. Wang, Y.-H. Lin, T.-R. Chen, M.-H. Liu, Y.-C. Chen, Gait Speed Measure: The Effect of Different Measuring Distances and the Inclusion and Exclusion of Acceleration and Deceleration, *Percept. Mot. Skills*. 114 (2012) 469–478.
- [198] S. Ng, K. Au, E. Chan, D. Chan, G. Keung, J. Lee, P. Kwong, E. Tam, S. Fong, Effect of acceleration and deceleration distance on the walking speed of people with chronic stroke, *J. Rehabil. Med.* 48 (2016) 666–670.
- [199] G. Chen, C. Patten, D.H. Kothari, F.E. Zajac, Gait differences

- between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds, *Gait Posture*. 22 (2005) 51–56.
- [200] T. Van Criekinge, W. Saeys, A. Hallemans, S. Velghe, P.-J. Viskens, L. Vereeck, W. De Hertogh, S. Truijen, Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review, *Gait Posture*. 54 (2017) 133–143.
- [201] J. Boudarham, N. Roche, D. Pradon, C. Bonnyaud, D. Bensmail, R. Zory, Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients., *PLoS One*. 8 (2013) e66421.
- [202] A.E. Chisholm, S. Makepeace, E.L. Inness, S.D. Perry, W.E. McIlroy, A. Mansfield, Spatial-Temporal Gait Variability Poststroke: Variations in Measurement and Implications for Measuring Change, *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 95 (2014) 1335–1341.
- [203] S.M. Woolley, Characteristics of Gait in Hemiplegia, *Top. Stroke Rehabil*. 7 (2001) 1–18.
- [204] S.J. Olney, C. Richards, Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics, *Gait Posture*. 4 (1996) 136–148.
- [205] R. a Clark, S. Vernon, B.F. Mentiplay, K.J. Miller, J.L. Mcginley, Y.H. Pua, K. Paterson, K.J. Bower, Instrumenting gait assessment using the Kinect in people living with stroke: reliability and association with balance tests, *J. Neuroeng. Rehabil*. 12 (2012) 15.
- [206] A.L. McDonough, M. Batavia, F.C. Chen, S. Kwon, J. Ziai, The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation, *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 82 (2001) 419–425.
- [207] M. Greenberg, J. Gronley, J. Perry, R. Lawthwaite, Concurrent Validity of Observational Gait Analysis Using the Vicon Motion Analysis System, *Gait Posture*. 4 (1996) 167–168.
- [208] F.M. Collen, D.T. Wade, C.M. Bradshaw, Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment and disability, *Disabil. Rehabil*. 12 (1990) 6–9.
- [209] S.L. Wolf, P. a Catlin, K. Gage, K. Gurucharri, R. Robertson, K. Stephen, Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile., *Phys. Ther*. 79 (1999) 1122–1133.
- [210] J. Latorre, R. Llorens, C. Colomer, M. Alcañiz, Reliability and

- comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals., *J. Biomech.* 72 (2018) 268–273.
- [211] D.M. Peters, A. Middleton, J.W. Donley, E.L. Blanck, S.L. Fritz, Concurrent validity of walking speed values calculated via the GAITRite electronic walkway and 3 meter walk test in the chronic stroke population, *Physiother. Theory Pract.* 30 (2014) 183–188.
- [212] D. Meldrum, C. Shouldice, R. Conroy, K. Jones, M. Forward, Test–retest reliability of three dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots, *Gait Posture.* 39 (2014) 265–271.
- [213] F. GD, E. JL, Test-retest reliability and minimal detectable change of gait speed in individuals undergoing rehabilitation after stroke, *J. Neurol. Phys. Ther.* 32 (2008) 8–13.
- [214] R.W. Bohannon, A.W. Andrews, S.S. Glenney, Minimal Clinically Important Difference for Comfortable Speed as a Measure of Gait Performance in Patients Undergoing Inpatient Rehabilitation after Stroke, *J. Phys. Ther. Sci.* 25 (2013) 1223.
- [215] T. JK, S. KJ, C. SY, R. DK, K. CH, A. SP, D. PW, Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference, *Phys. Ther.* 90 (2010) 196–208.
- [216] F. GD, L. M, D. K, G. S, B. P, W. T, Estimating clinically important change in gait speed in people with stroke undergoing outpatient rehabilitation, *J. Neurol. Phys. Ther.* 35 (2011) 82–89.



# Diseminación

## Publicaciones científicas

### Artículos en revista

- R Llorens, J Latorre, E Noé, EA Keshner. Posturography using the Wii Balance Board: a feasibility study with healthy adults and adults post-stroke, *Gait & posture*, 2016. 43, 228-232
- J. Latorre, R. Llorens, C. Colomer, M. Alcañiz, Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals, *Journal of Biomechanics*. 72 (2018) 268–273.
- J Latorre, C Colomer, M Alcañiz, R Llorens. Gait analysis with the Kinect v2: normative study with healthy individuals and comprehensive study of its sensitivity, validity, and reliability in individuals with stroke, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2019. 16 (1), 1-11
- I Álvarez, J Latorre, M Aguilar, P Pastor, R Llorens. Validity and sensitivity of instrumented postural and gait assessment using low-cost devices in Parkinson's disease, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2020. 17 (1), 1-10

### Artículos en congreso internacional

- R Llorens, J Latorre, E Noé, EA Keshner. A low-cost Wii Balance Board-based posturography system: An efficacy study with healthy subjects and individuals with stroke, *2015 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 80-85.
- R Llorens, J Latorre, E Noé, EA Keshner. Validity, reliability, and clinical utility of an open access Wii Balance Board-based posturography., *2015 International Society for Posture and Gait Research World Congress (ISPGR 2015)*, 77-77.
- EA Keshner, R. Lloréns, J.Latorre. A low-cost posturography assessment using the Wii Balance Board. Reliability and clinical utility., 2015, *Proceedings of the Proceedings of the International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation 2015*
- J Latorre, R Llorens, A Borrego, M Alcañiz, C Colomer, E Noé. A low-cost Kinect for Windows v2-based gait analysis system: A feasibility study with healthy subjects., *2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 1-2.
- R Llorens, J Latorre, E Noé, EA Keshner. Validity and reliability of an open access Wii Balance Board-based posturography., 2018, *11th World Congress on Brain Injury*. *Brain Injury*, 2016. 30 (5-6), 547-548.

- J Latorre, C Colomer, M Alcañiz, R Llorens. A Low-Cost Kinect for Windows V2-Based Spatiotemporal Gait Analysis System. Efficacy Study with Healthy Subjects and Individuals with Stroke, 2018, *12th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*.
- V García, J Latorre, E Ortu, R Llorens, G Coghe, M Pau, E Cocco. Feasibility of a low-cost system based on the Microsoft Kinect to investigate spatiotemporal gait parameters in people with Multiple Sclerosis, 2019, *Annual RIMS Conference 2019. Crossing the Interface to Explore New Possibilities*. Multiple sclerosis journal, 2019. 25 (7), 1054-1054.

### **Artículos en congreso nacional**

- R Llorens, G Martínez, J Ferri, E Noé, C Colomer, J Latorre, I Verdecho, A Baldoví, C Rodríguez, J Climent. Desarrollo y validación de un sistema de posturografía online empleando plataformas de presión de bajo coste, *XXXII Reunión Anual de la Sociedad Valenciana de Neurología*, 2015.
- R Llorens, J Latorre, E Noé, I Verdecho. Validez y fiabilidad de un sistema de posturografía gratuito mediante la Nintendo Wii Balance Board, *XIII Jornadas de la Sociedad Española de Neurorrehabilitación*, 2015.
- I Alvarez, J Latorre, R Llorens, M Aguilar, JP Tartari, P Pastor, P Soler. Validación de un sistema de bajo coste para el análisis del control postural y la marcha en la enfermedad de Parkinson, *LXIX Reunión Anual de la Sociedad Española de Neurología*, 2017. Parkinsonism & Related Disorders, 2020. 79, e50-e5.
- C Colomer, J Latorre, A Baldoví, R Llorens, C Rodríguez. Validez de un sistema de análisis instrumental de la marcha de bajo coste en sujetos hemiparéticos, *XXVI Congreso de la Sociedad Valenciana de Medicina Física y Rehabilitación (SVMEFR 2017)*, 2017.
- E Noé, J Latorre, C Colomer, B Moliner, JM Climent, C Rodríguez, P Ugar, A Borrego, G Martínez, R Llorens, J Ferri. Validez de un sistema de análisis instrumental de la marcha de bajo coste en sujetos hemiparéticos, *XXXV Reunión Anual de la Sociedad Valenciana de Neurología*, 2018. Revista de Neurología, 2018. 66 (6), 201-209.

### **Premios**

- Premio al mejor poster científico en el congreso anual europeo de esclerosis múltiple (Annual RIMS Conference 2019).

