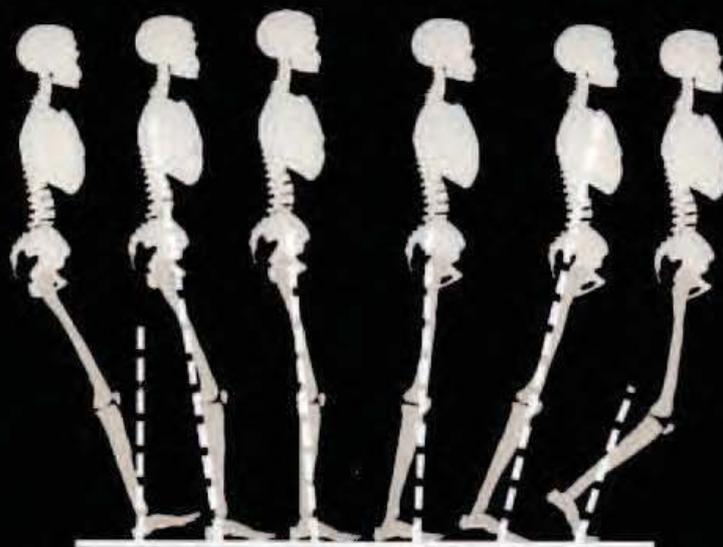


Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de  
la recuperación de la marcha de personas con ictus  
basado en escalas clínicas y análisis cinético

Tesis doctoral



María José Vivas Broseta

Licenciada en Documentación, Diplomada en Fisioterapia

Departament de Medicina Preventiva i Salut Pública, Ciències de l'Alimentació,  
Toxicologia i Medicina Legal. Facultat de Medicina i Odontologia, Universitat de València.  
Programa: Medicina Legal i Salut Pública. Directores: Dr. Juan Manuel Belda Lois, Dra. María  
Francisca Peydro de Moya y Dra. Marina Gisbert Grifo. Tutora: Dra. Marina Gisbert Grifo.

2014



Departament de Medicina Preventiva i Salut Pública, Ciències de  
l'Alimentació, Toxicologia i Medicina Legal. Facultat de Medicina i  
Odontologia. Universitat de Valencia

Programa: Medicina Legal i Salut Pública

**Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de  
la recuperación de la marcha de personas con ictus  
basada en escalas clínicas y análisis cinético**

**Tesis doctoral**

**María José Vivas Broseta.**

Licenciada en Documentación, Diplomada en Fisioterapia

**Directores:**

Dr. Juan Manuel Belda Lois

Dra. María Francisca Peydro de Moya

Dra. Marina Gisbert Grifo

**Tutor:**

Dra. Marina Gisbert Grifo

Valencia, 2014

Departament de Medicina Preventiva i Salut Pública, Ciències de l'Alimentació,  
Toxicologia i Medicina Legal. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat  
de València

Programa: Medicina Legal i Salut Pública

**Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación  
de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis  
cinético**

**María José Vivas Broseta.**

Licenciada en Documentación, Diplomada en Fisioterapia

**Directores:**

Dr. Juan Manuel Belda Lois

Dra. María Francisca Peydro de Moya

Dra. Marina Gisbert Grifo

**Tutor:**

Dra. Marina Gisbert Grifo



VNIVERSITAT  VALÈNCIA

**Unitat docent de Medicina Legal**

Facultat de Medicina i Odontologia  
Av. Blasco Ibáñez 13, 46010 Valencia  
963864165

Marina S. Gisbert Grifo, Profesora Titular de Medicina Legal de la Facultat de Medicina i Odontologia de la Universitat de València

CERTIFICA que la presente Tesis Doctoral titulada: **“Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético”** ha sido realizada bajo mi dirección por Dña. Maria José Vivas Broseta y en ella se reflejan fielmente los datos y resultados obtenidos.

Una vez redactada, ha sido revisada y la encuentro conforme para que sea presentada ante la Comisión que se designe para aspirar al título de Doctor, autorizando por ello su defensa.

Y para que así conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extiendo el presente certificado en Valencia a 22 de mayo de dos mil catorce.

Fdo.: M. Gisbert



INSTITUTO DE  
BIOMECÁNICA  
DE VALENCIA

Dr. Juan Manuel Belda Lois, investigador del Instituto de Biomecánica de Valencia,

CERTIFICA que la presente Tesis Doctoral titulada: **"Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético"** ha sido realizada bajo mi dirección por Dña. María José Vivas Broseta y en ella se reflejan fielmente los datos y resultados obtenidos.

Una vez redactada, ha sido revisada y la encuentro conforme para que sea presentada ante la Comisión que se designe para aspirar al título de Doctor, autorizando por ello su defensa.

Y para que así conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extiendo el presente certificado en Valencia a 22 de mayo de dos mil catorce.

Fdo. Juan Manuel Belda Lois



INSTITUTO DE  
BIOMECÁNICA  
DE VALENCIA

Dra. María Francisca Peydro de Moya, investigadora del Instituto de Biomecánica de Valencia,

CERTIFICA que la presente Tesis Doctoral titulada: **"Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético"** ha sido realizada bajo mi dirección por Dña. María José Vivas Broseta y en ella se reflejan fielmente los datos y resultados obtenidos.

Una vez redactada, ha sido revisada y la encuentro conforme para que sea presentada ante la Comisión que se designe para aspirar al título de Doctor, autorizando por ello su defensa.

Y para que así conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extiendo el presente certificado en Valencia a 22 de mayo de dos mil catorce.

Fdo. María Francisca Peydro de Moya



*A mis padres, a mis hijos y a Pachi.*



# Agradecimientos

A mi director de tesis, Dr. Juan Manuel Belda Lois, por darme la oportunidad de realizarla, por proporcionarme las herramientas y tutela constante para llevarla a cabo, por su gran esfuerzo y dedicación y, sobre todo, por llevarme mucho más allá de dónde yo hubiese llegado con mis conocimientos y mis medios.

A mi directora, Dra. María Francisca Peydro de Moya, extraordinaria compañera de trabajo, por el esfuerzo dedicado a las revisiones, por sus consejos y por compartir siempre su experiencia y conocimientos como referente en valoración funcional. A ambos por vuestro ejemplo y aliento constante durante doce años de trabajo y formación.

A mi directora y tutora, Dra. Marina Gisbert Grifo, por aceptarme generosamente como doctoranda, por poner a mi disposición su importante experiencia y conocimientos en Medicina Legal y Forense, por sus revisiones y por su confianza. Con ella al Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública, Ciencias de la Alimentación, Toxicología y Medicina Legal de la Facultad de Medicina de Valencia y a Gema Fontestad Vaquer por su ayuda en todas mis gestiones. También al Dr. Eduardo Murcia Sáez por posibilitarme el acceso a este programa de doctorado y por su tutela durante la realización del trabajo de investigación para mi Diploma de Estudios Avanzados.

A mis tres directores por su ayuda constante, por trabajar en equipo complementándose a la perfección, por ejercer una dirección eficiente, puntual y franca, porque todos los encuentros han sido productivos y gratos y por compartir mi ilusión de principio a fin.

A las personas con ictus que participaron en este estudio y sus familiares, por el esfuerzo dedicado a acudir a las citas de valoración. Al equipo de medidas del proyecto: Silvia Mena del Horno, Mari Luz Sánchez Sánchez, Miguel Matas Osa, Modesto Alcañiz Alberola, M<sup>a</sup> Victoria Pérez Pomares y Javier Bonilla

Domínguez. A los médicos forenses del Instituto de Medicina Legal de Valencia que participaron en el método Delphi, en especial a Ana Errejón García, y a los médicos rehabilitadores integrantes de los grupos de discusión. Al Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario y Politécnico La Fe y al Dr. Enrique Viosca Herrero, por facilitar la realización de este trabajo, por su contribución científica con el desarrollo de las Escalas del Hospital de Sagunto y por su revisión como doctor especialista en la materia para informar y juzgar esta tesis doctoral. También a los demás doctores especialistas que valoraron esta tesis: Dra. María Rosario Béseler Soto, Dra. María Castellano Arroyo, Dra. Esther Duarte Oller, Dr. Claudio Hernández-Cueto y Dr. Eduardo Rocón de Lima.

A la Unión Europea por la financiación del proyecto europeo BETTER (Brain-Neural Computer Interaction for Evaluation and Testing of Physical Therapies in Stroke Rehabilitation of Gait Disorders FP7-ICT-2009-247935) cuyo objetivo es desarrollar nuevos sistemas para la rehabilitación tras el ictus, que ha soportado junto con el Instituto de Biomecánica de Valencia, IBV, la ejecución de la fase experimental de esta tesis doctoral.

Al IBV con las personas que lo integran, además, por las oportunidades profesionales y formativas dadas a lo largo de diecisiete años y por el estímulo que ha supuesto para realizar esta tesis. A los compañeros de trabajo que me han proporcionado su ayuda en forma de consejos, conocimientos o apoyo en algún momento del estudio: Amparo López Vicente, Dr. Álvaro Page del Pozo, Dr. José María Baydal Bertomeu, Dra. Carmina Cortés Villalba y Dr. Jaime Prat Pastor.

A la arquitecta Irene Garcia Montañana por sus consejos estéticos y ayuda en el diseño de la cubierta.

A mis padres, Amparo Broseta Ballester y Joaquín Vivas Gargallo, por sus valores y su entrega infinita a mis hermanas, a mí y a nuestros hijos (durante ¡cincuenta años!), indispensable para llevar adelante todos mis proyectos importantes y también los del día a día. A mis hermanas, María Amparo y Ana María Vivas Broseta, por traerme por el camino del estudio con su ejemplo desde mi infancia, por compartir mi ilusión por esta tesis y aceptar voluntariamente la “apasionante” tarea de revisarla. También a mis suegros, Francisca Baviera Navarro y Julián Pastor Ferrer, por su ayuda y su ánimo.

A Francisco Pastor Baviera, Pachi, mi marido, por su confianza constante e incondicional, su apoyo y su generosidad al hacer todo lo necesario para que yo pudiese avanzar y... por muchas cosas más. A Amparo Pastor Vivas, mi

hija, por su convencimiento total desde que tenía tres años de que mamá solventaría esta tesis sin problemas, por animarme constantemente interesándose y fascinándose con mis avances y por su voluntad férrea de acompañarme el día de la defensa. A Francisco Pastor Vivas, mi hijo, porque el anuncio de su llegada (junto con el ordenador nuevo que me trajeron los Reyes Magos) supuso el impulso definitivo para empezar con la fuerza necesaria. También por su compañía durante los primeros meses de trabajo (primeros de su vida), aún a costa de cambiar algunos paseos por el parque por reuniones con mis directores, sesiones de medida en La Fe o sentarse en mi regazo a aporrear las teclas del ordenador mientras yo trataba de escribir algo con sentido. Y a los dos, porque la esperanza tener su admiración u orgullo en el futuro me ha dado la energía necesaria muchas noches, convencida de que esta tesis es buena también para ellos.

Y a todos los familiares, compañeros y amigos que con sus palabras o gestos han estado dándome ánimos en estos tres años y medio.

MUCHAS GRACIAS A TODOS.



## Resumen

La valoración objetiva de la marcha interesa en los ámbitos de la Medicina Física y Rehabilitación y la Medicina Legal. Los instrumentos para su evaluación son las escalas clínicas y las técnicas instrumentales, pero presentan limitaciones. El objetivo de este trabajo es desarrollar una metodología de valoración de la recuperación de la marcha de personas con ictus basado en escalas clínicas y análisis cinético, adecuada a las necesidades de la Rehabilitación y Medicina Legal.

Se siguió una cohorte de treinta personas seis meses tras un ictus y se valoró la marcha, equilibrio y Actividades de la Vida Diaria (AVD) en ocho fases: estabilidad hemodinámica, bipedestación, inicio de la rehabilitación ambulatoria, un mes después y registros mensuales desde los tres hasta los seis meses. Los instrumentos de valoración fueron escalas o test clínicos y análisis cinético de marcha mediante plataforma dinamométrica, con barrera de fotocélulas para el registro de la velocidad. Las fuerzas de reacción durante el apoyo se analizaron con Análisis de Datos Funcionales (ADF). Las necesidades de los usuarios potenciales se identificaron mediante grupos de discusión y se ratificaron mediante método Delphi.

Las escalas clínicas que valoran marcha, equilibrio y AVD están fuertemente relacionadas ( $R > 0,8$ ,  $p < 0,05$ ). La Clasificación Funcional de la Marcha de Sagunto (FACHS), la Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (FAC) y la velocidad de marcha detectan mejoras en la actividad de marcha hasta los tres meses después del ictus. El estado funcional basal y a los seis meses están fuertemente relacionados, destacando la asociación entre la Clasificación Funcional de Cambio Postural del Hospital de Sagunto (CapHS) al alcanzar la estabilidad hemodinámica y FACHS a los seis meses ( $R = 0,71$ ,  $p < 0,05$ ). Cuatro factores de cada componente de las fuerzas de reacción explican más del 85 % de la variabilidad de los datos. El primer factor mediolateral (Fy1) señala la magnitud de las fuerzas mediolaterales, detecta diferencias entre fases durante seis meses, depende de FACHS al alcanzar la bipedestación y de la Escala de Equilibrio de Berg (BBS) ( $p < 0,05$ ). El primer factor anteroposterior (Fx1) y el vertical (Fz1) señalan la presencia más o menos pronunciada de los picos propios de estas curvas. Están relacionados entre sí y con la velocidad de marcha, con FACHS en la bipedestación, FACHS, FAC y Test Muscular Manual en el tibial anterior (MMT). Fx1 detecta diferencias entre fases ( $p < 0,05$ ). El tercer factor vertical (Fz3) señala la presencia de un doble valle en su morfología, depende de FACHS al alcanzar la bipedestación, de BBS y detecta diferencias entre fases ( $p < 0,05$ ). Las principales necesidades de los usuarios potenciales de esta metodología son rapidez y facilidad de uso en la valoración, rigor y sencillez en la presentación de resultados.

La metodología de valoración propuesta a partir del registro de CapHS en la estabilidad hemodinámica tras el ictus, FACHS durante toda la rehabilitación y análisis de las fuerzas de reacción mediante ADF al alcanzar la marcha independiente permite valorar de forma objetiva y cuantitativa la recuperación de la marcha tras el ictus y se ajusta a las necesidades descritas por profesionales médicos de los ámbitos de la Medicina Física y la Rehabilitación y de la Medicina Legal.



## Resum

La valoració objectiva de la marxa és objecte d'interès per als àmbits de la Medicina Física i Rehabilitació i la Medicina Legal. Els instruments utilitzats per a la avaluació són les escales clíniques i les tècniques instrumentals, però presenten limitacions. L'objectiu d'aquest treball és el desenvolupament d'una metodologia de valoració de la recuperació de la marxa de persones amb ictus basat en escales clíniques i anàlisi cinètica, adequat a les necessitats de la Rehabilitació i Medicina Legal.

Es va seguir un conjunt de trenta persones durant sis mesos després d'un ictus i es va valorar la marxa, equilibri i Activitats de la Vida Diària (AVD) en vuit fases: estabilitat hemodinàmica, bipedestació, inici de la rehabilitació ambulatoria, un mes després i registres mensuals des dels tres fins als sis mesos. Els instruments de valoració van ser escales o test clínics i anàlisi cinètica de marxa mitjançant plataforma dinamomètrica amb una barrera de fotocèl·lules per al registre de la velocitat. L'anàlisi de les forces de reacció durant el suport es va fer amb Anàlisi de Dades Funcionals (ADF). Per conèixer les necessitats dels usuaris potencials de la metodologia es van realitzar grups de discussió i es van ratificar mitjançant aplicació de mètode Delphi.

Les escales clíniques que valoren marxa, equilibri i AVD estan fortament relacionades ( $R > 0,8$ ,  $p < 0,05$ ). La Classificació Funcional de la Marxa de Sagunt (FACHS), la Classificació Funcional de la Marxa de l'Hospital General de Massachusetts (FAC) i la velocitat de marxa detecten millores en l'activitat de marxa fins als tres mesos després del ictus. L'estat funcional basal i als sis mesos estan fortament relacionats, destacant l'associació entre la Classificació Funcional de Canvi Postural de l'Hospital de Sagunt (CapHS) en aconseguir l'estabilitat hemodinàmica i FACHS als sis mesos ( $R = 0,71$ ,  $p < 0,05$ ). Quatre factors de cada component de les forces de reacció obtinguts mitjançant ADF expliquen més del 85% de la variabilitat de les dades. El primer factor miglateral (Fy1) assenyala la magnitud de les forces miglaterals, detecta diferències entre fases durant sis mesos, depèn de FACHS en aconseguir la bipedestació i de l'Escala d'Equilibri de Berg (BBS) ( $p < 0,05$ ). El primer factor anteroposterior (Fx1) i el vertical (Fz1) assenyalen la presència més o menys pronunciada de les puntes pròpies d'aquestes curves están relacionats entre si i amb la velocitat de marxa, amb FACHS en la bipedestació, FACHS, FAC i Test Muscular Manual en el tibial anterior (MMT) en general. Fx1 detecta diferències entre fases ( $p < 0,05$ ). El tercer factor vertical (Fz3) assenyala la presència d'una doble vall a la seua morfologia, depèn de FACHS en aconseguir la bipedestació, de BBS i detecta diferències entre fases ( $p < 0,05$ ). Les principals necessitats dels usuaris potencials d'aquesta metodologia són rapidesa i facilitat d'ús en la valoració, rigor i senzillesa en la presentació de resultats.

La metodologia de valoració proposada a partir del registre de CapHS en l'estabilitat hemodinàmica després del ictus, FACHS durant tota la rehabilitació i anàlisi de les forces de reacció mitjançant ADF en aconseguir la marxa independent permet valorar de forma objectiva i quantitativa la recuperació de la marxa després del ictus i s'ajusta a les necessitats descrites per professionals mèdics de l'àmbit de la Medicina Física i la Rehabilitació i de la Medicina Legal.



## Abstract

The objective assessment of gait functionality is a matter of interest in the field of Physical Medicine and Rehabilitation and for Legal Medicine. Instruments commonly used for the evaluation are the clinical scales and instrumental techniques, but have limitations. The objective of this work is to develop a methodology for the assessment of the recovery of gait after stroke. It should be based on clinical scales and kinetic gait analysis and have to be useful for rehabilitation and legal medicine.

A cohort of thirty people were followed for six months after a stroke. Functions related gait, balance and Activities of Daily Living (ADL) were assessed eight times: hemodynamic stability, standing, begin of outpatient rehabilitation, a month later and monthly records from three to six months. Assessment instruments were scales and kinetic gait analysis using dynamometric platform with a barrier of photocells for recording speed. Functional Data Analysis (ADF) was used for analysis of the ground reaction forces. Focus groups with medical rehabilitation staff were conducted to meet the needs of potential users of the methodology. The results were validated by forensic professionals by applying Delphi method.

The clinical scales assessing gait, balance and ADL are strongly related ( $R > 0.8$ ,  $p < 0.05$ ). Functional Ambulation Classification of the Hospital of Sagunto (FACHS), Functional Ambulation Classification of Massachusetts General Hospital (FAC) and gait velocity detect improvements up to three months after stroke. The baseline functional state and functional outcome at six months are strongly related, highlighting the association between Postural Functional Classification Change Hospital de Sagunto (CapHS) to achieve hemodynamic stability and FACHS at six months ( $R = 0.71$ ,  $p < 0.05$ ). Four factors of each component of ground reaction forces obtained by ADF explain more than 85% of the data variability. The first factor of the mediolateral component ( $Fy1$ ) indicates the magnitude of mediolateral component of forces, detects differences between phases for six months, depends on FACHS at standing phase and the Berg Balance Scale (BBS) ( $p < 0.05$ ). Anteroposterior first factor ( $Fx1$ ) and vertical ( $Fz1$ ) indicate the more or less pronounced presence of the peaks of these curves.  $Fx1$  and  $Fz1$  are related to each other and with gait velocity, with FACHS at standing phase, FACHS, FAC and Manual Muscle Test in the tibialis anterior (MMT) and detect phase differences ( $p < 0.05$ ). The third vertical factor ( $Fz3$ ) indicates the presence of a double bottom in morphology, dependent upon reaching FACHS at standing phase, on BBS and detects phase differences ( $p < 0.05$ ). The main needs of potential users of this method are speed on application and ease of use in the assessment, rigor and simplicity in the presentation of results.

The proposed assessment methodology from CapHS record on hemodynamic stability after stroke, FACHS throughout the rehabilitation and analysis of the reaction forces by ADF to achieve independent walking, can assess objectively and quantitatively the gait recovery after stroke. It fits the needs described by medical professionals in the field of Physical Medicine and Rehabilitation and Legal Medicine.



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Origen del trabajo . . . . .	3
1.2. La marcha de las personas con hemiplejia . . . . .	4
1.2.1. Ictus y hemiplejia . . . . .	4
1.2.2. Objetivos de la rehabilitación tras el ictus . . . . .	5
1.2.3. La marcha humana normal . . . . .	6
1.2.4. Mecanismos patológicos de la marcha humana . . . . .	9
1.2.5. La marcha de las personas con hemiplejia . . . . .	11
1.2.6. Las fuerzas de reacción en la marcha humana . . . . .	20
1.3. Valoración funcional . . . . .	24
1.3.1. Valoración funcional . . . . .	24
1.3.2. Criterios para la selección de instrumentos de medida . . . . .	26
1.3.3. Escalas clínicas y test clínicos . . . . .	28
1.3.4. Técnicas instrumentales de valoración de la marcha. . . . .	29
1.3.5. Relación entre escalas clínicas y técnicas instrumentales . . . . .	39
1.4. Aspectos médico-legales . . . . .	39
1.4.1. Valoración del daño corporal . . . . .	39
1.4.2. La simulación en la valoración médico-legal . . . . .	41
1.4.3. El análisis de la marcha en la valoración del daño corporal . . . . .	43
1.5. Problema a resolver . . . . .	45
<b>2. Objetivos y plan de trabajo</b>	<b>49</b>
2.1. Objetivos . . . . .	51
2.2. Plan de trabajo . . . . .	51
<b>3. Material y método</b>	<b>53</b>
3.1. Recopilación de datos clínicos . . . . .	55
3.1.1. Muestra de estudio . . . . .	55

3.1.2.	Protocolo de valoración . . . . .	56
3.1.3.	Cronograma para la recogida de datos . . . . .	65
3.2.	Necesidades de usuarios . . . . .	66
3.2.1.	Necesidades de un Servicio de Rehabilitación . . . . .	67
3.2.2.	Necesidades de la Medicina Legal . . . . .	68
3.3.	Análisis de los datos . . . . .	69
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>73</b>
4.1.	Descripción de la muestra . . . . .	75
4.1.1.	Características principales . . . . .	75
4.1.2.	Registros obtenidos durante el estudio . . . . .	76
4.2.	Escalas clínicas . . . . .	76
4.2.1.	Función corporal . . . . .	78
4.2.2.	Actividad . . . . .	79
4.2.3.	Relación entre las escalas clínicas . . . . .	86
4.3.	Fuerzas de reacción . . . . .	88
4.3.1.	Velocidad de marcha y tiempo de apoyo . . . . .	88
4.3.2.	Componentes principales de las fuerzas de reacción . . . . .	89
4.3.3.	Repetibilidad de los registros . . . . .	94
4.4.	Modelos de recuperación de la marcha . . . . .	96
4.4.1.	Evolución en el tiempo a partir de coeficientes de ajuste . . . . .	96
4.4.2.	Evolución en el tiempo a partir del estado funcional basal . . . . .	96
4.4.3.	Coefficientes de ajuste en función del estado funcional . . . . .	98
4.5.	Necesidades de los usuarios potenciales . . . . .	101
<b>5.</b>	<b>Discusión</b>	<b>105</b>
5.1.	Consideraciones metodológicas . . . . .	107
5.1.1.	Diseño del estudio y características de la muestra . . . . .	107
5.1.2.	Instrumentos utilizados . . . . .	108
5.1.3.	Originalidad de los datos del ADF . . . . .	110
5.2.	Patrones de recuperación de la marcha . . . . .	110
5.2.1.	A partir de escalas . . . . .	110
5.2.2.	A partir de análisis biomecánico . . . . .	113
5.2.3.	Indicadores de recuperación . . . . .	120
5.3.	Especificaciones en relación a necesidades . . . . .	123
5.4.	Metodología de valoración propuesta . . . . .	125
5.4.1.	Al alcanzar estabilidad hemodinámica . . . . .	125
5.4.2.	Al alcanzar la bipedestación . . . . .	127
5.4.3.	Durante rehabilitación . . . . .	127
5.4.4.	Consideraciones sobre la metodología propuesta . . . . .	131

<b>6. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>133</b>
6.1. Conclusiones . . . . .	135
6.2. Líneas futuras . . . . .	136
<b>Bibliografía</b>	<b>136</b>
<b>Apéndice documental</b>	<b>157</b>
<b>A. Bibliografía consultada</b>	<b>157</b>
<b>B. Información y consentimiento</b>	<b>159</b>
B.1. Hoja informativa . . . . .	159
B.2. Modelo de consentimiento informado . . . . .	161
<b>C. Escalas clínicas</b>	<b>163</b>
C.1. Escala Neurológica Canadiense . . . . .	163
C.2. Escala de Asworth Modificada . . . . .	164
C.3. Test Muscular Manual . . . . .	165
C.4. Test de Control de Tronco . . . . .	165
C.5. Clasificación de Cambio Postural de Sagunto . . . . .	166
C.6. Escala de Bipedestación de Sagunto . . . . .	167
C.7. Clasificación de la Sedestación de Sagunto . . . . .	168
C.8. Clasificación de la Marcha de Sagunto . . . . .	170
C.9. Clasificación de la Marcha de Massachusetts . . . . .	172
C.10. Escala de Equilibrio de Berg . . . . .	173
C.11. Índice de Barthel . . . . .	176
<b>D. Carta dirigida a médicos forenses</b>	<b>179</b>
<b>E. Resultados complementarios</b>	<b>181</b>
<b>Índice alfabético</b>	<b>195</b>



# Nomenclatura

- ACV Accidente cerebrovascular.
- ADF Análisis de Datos Funcionales.
- AVD Actividades de la Vida Diaria.
- BBS Escala de Equilibrio de Berg (Berg Balance Scale).
- BETTER Proyecto europeo: Brain-Neural Computer Interaction for Evaluation and Testing of Physical Therapies in Stroke Rehabilitation of Gait Disorders FP7-ICT-2009-247935.
- BI Índice de Barthel de Actividades Básicas de la Vida Diaria (Barthel Index).
- BipHS Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto (Standing Scale of the Hospital of Sagunto).
- CaPHS Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto.
- CIF Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud (International Classification of Functioning, Disability and Health).
- CNS Escala Neurológica Canadiense (Canadian Neurological Scale).
- EMG Electromiografía (en el contexto de esta tesis electromiografía de superficie).
- EVA Escala Visual Analógica (en el contexto de esta tesis Escala Visual Analógica del Dolor).
- EVI Equipo de Valoración de Incapacidades del Instituto Nacional de la Seguridad Social.

- F1 Fase 1 del estudio. Se corresponde con el momento en el que la persona valorada alcanza la estabilidad hemodinámica.
- F2 Fase 2 del estudio. Se corresponde con el momento en el que la persona valorada alcanza la bipedestación según el nivel 3 de BipHS.
- F3 Fase 3 del estudio. Se corresponde con el momento en el que la persona valorada inicia el tratamiento de rehabilitación de forma ambulatoria.
- F4 Fase 4 del estudio. Se corresponde con el momento en el que ha transcurrido un mes tras la fase 3; es decir, un mes tras el inicio del tratamiento de rehabilitación de forma ambulatoria.
- F5 Fase 5 del estudio. Se corresponde con el momento en el que han transcurrido tres meses desde el ictus.
- F6 Fase 6 del estudio. Se corresponde con el momento en el que han transcurrido cuatro meses desde el ictus.
- F7 Fase 7 del estudio. Se corresponde con el momento en el que han transcurrido cinco meses desde el ictus.
- F8 Fase 8 del estudio. Se corresponde con el momento en el que han transcurrido seis meses desde el ictus.
- FAC Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (Functional Ambulation Classification of Massachusetts General Hospital).
- FACHS Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto (Functional Ambulation Classification of the Hospital of Sagunto).
- Fuerzas de reacción La fuerza de reacción que ejerce el suelo sobre una persona es igual a la fuerza que ejerce sobre el suelo esa misma persona al caminar, pero en sentido opuesto.
- Fx1 Coeficiente de ajuste al factor 1 de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fx2 Coeficiente de ajuste al factor 2 de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fx3 Coeficiente de ajuste al factor 3 de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.

- Fx4 Coeficiente de ajuste al factor 4 de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fy1 Coeficiente de ajuste al factor 1 de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fy2 Coeficiente de ajuste al factor 2 de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fy3 Coeficiente de ajuste al factor 3 de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fy4 Coeficiente de ajuste al factor 4 de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fz1 Coeficiente de ajuste al factor 1 de la componente vertical de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fz2 Coeficiente de ajuste al factor 2 de la componente vertical de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fz3 Coeficiente de ajuste al factor 3 de la componente vertical de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- Fz4 Coeficiente de ajuste al factor 4 de la componente vertical de las fuerzas de reacción obtenido mediante ADF.
- IBV Instituto de Biomecánica de Valencia.
- ICAM Institut Català d'Avaluacions Mèdiques.
- ICC Coeficiente de Correlación Intraclase (Intraclass Correlation Coefficient).
- ICTUS Síndrome vascular cerebral que produce un déficit neurológico y psicopatológico.
- IMC Índice de Masa Corporal.
- IML Instituto de Medicina Legal (en el contexto de esta tesis Instituto de Medicina Legal de Valencia).
- INSS Instituto Nacional de la Seguridad Social.
- IS Índice de Simetría.
- La Fe Hospital Politécnico y Universitario La Fe de Valencia.

m Metros.

m/s Metros por segundo.

MAS Escala de Asworth Modificada (Modifies Asworth Scale).

MATEPSS Mutuas de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social.

MMT Test Muscular Manual (Muscular Manual Test).

NedAMH/IBV Sistema para el análisis de la marcha humana basado en el registro con plataformas dinamométricas y su comparación con patrones de normalidad.

OMS Organización Mundial de la Salud.

p/min Pasos por minuto.

SedHS Clasificación Funcional de la Sedestación del Hospital de Sagunto.

SERMEF Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física.

TALTA Días transcurridos desde el ictus hasta el alta hospitalaria.

TCT Test de Control de Tronco (Trunk Control Test).

TRHB Días transcurridos desde el ictus hasta el inicio de la rehabilitación ambulatoria, F3.

TUG Test Timed Up and Go (Timed Up and Go Test).

VDC Valoración del Daño Corporal.

# Índice de figuras

1.1.	El ciclo de la marcha. . . . .	8
1.2.	Alteraciones en la fase media de la oscilación por flexión plantar exagerada de tobillo. . . . .	12
1.3.	Alteraciones en el contacto inicial por flexión plantar exagerada de tobillo. . . . .	13
1.4.	Alteraciones en la fase inicial del apoyo por flexión plantar de tobillo exagerada. . . . .	13
1.5.	Flexión de rodilla inadecuada durante la fase inicial del apoyo. . . . .	14
1.6.	Flexión de rodilla inadecuada durante la fase inicial de la oscilación. . . . .	14
1.7.	Flexión inadecuada de cadera. . . . .	15
1.8.	Representación gráfica de los trazados de las fuerzas de reacción durante la marcha normal: vertical, anteroposterior y mediolateral. . . . .	19
1.9.	<i>Diferentes trazados en curvas de fuerzas verticales de personas con patologías que afectan a la marcha [1]. . . . .</i>	22
1.10.	<i>Valoración de la marcha con plataforma dinamométrica. . . . .</i>	32
1.11.	<i>Valoración de la marcha con plantillas instrumentadas. . . . .</i>	35
1.12.	<i>Valoración de la marcha con sistema de fotogrametría 3D. . . . .</i>	36
1.13.	<i>Valoración de la marcha con sensores inerciales. . . . .</i>	37
1.14.	<i>Valoración de marcha con técnicas de análisis fisiológico. . . . .</i>	38
3.1.	<i>Protocolo de medida durante el estudio [2]. . . . .</i>	63
4.1.	<i>Número de registros obtenidos en cada fase. . . . .</i>	77
4.2.	Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas verticales obtenidos mediante ADF. . . . .	91

4.3.	Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas anteroposteriores obtenidos mediante ADF. . . . .	92
4.4.	Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas mediolaterales obtenidos mediante ADF. . . . .	93
4.5.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para Fy1 con fase y lado como factores. .</i>	96
4.6.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para Fx1 con fase y lado como factores. .</i>	97
4.7.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para Fz3 con fase y lado como factores. .</i>	97
4.8.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para Fy1 con FACHS en F3, lado y fase como factores. . . . .</i>	98
4.9.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de Fx1 y Fy1 con FACHS y lado como factores. . . . .</i>	99
4.10.	<i>Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de Fx1 y Fy1 con FAC y lado como factores. . . . .</i>	100
4.11.	Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de Fx1 y Fz1 con MMT y lado como factores. . . . .	101
5.1.	<i>Representación esquemática de la metodología de valoración de la recuperación de la marcha propuesta. . . . .</i>	126
5.2.	Informe de evolución a partir de los resultados de Fy1 en controles sucesivos. . . . .	130

# Índice de tablas

1.1. Valores de referencia para cadencia, velocidad y longitud de zancada en marcha normal. . . . .	9
3.1. Valoraciones realizadas en cada fase. . . . .	66
4.1. Distribución de la muestra. . . . .	75
4.2. Días transcurridos desde el ictus hasta la valoración en cada fase. . . . .	76
4.3. Descripción de Escala Neurológica Canadiense . . . . .	78
4.4. Descripción de Escala de Asworth Modificada. . . . .	79
4.5. Descripción de Test Muscular Manual. . . . .	80
4.6. Descripción de Escala Visual Analógica del dolor. . . . .	81
4.7. Descripción de Test de Control de Tronco. . . . .	81
4.8. Descripción de Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto. . . . .	81
4.9. Descripción de Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto. . . . .	82
4.10. Descripción de Escala de Sedestación del Hospital de Sagunto . . . . .	82
4.11. Descripción de Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto. . . . .	83
4.12. Descripción de Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts. . . . .	83
4.13. Descripción de Escala de Equilibrio de Berg. . . . .	84
4.14. Descripción de test «Timed up and go». . . . .	85
4.15. Descripción del Índice de Barthel. . . . .	85
4.16. Coeficientes de correlación de escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD con fuerza muscular y espasticidad. . . . .	86
4.17. Coeficientes de correlación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD. . . . .	86
4.18. Coeficientes de correlación entre escalas en F1 y F8. . . . .	87

4.19. Porcentaje de la varianza explicada por cada componente del análisis de componentes principales de las escalas en F1. . . . .	87
4.20. Coeficientes del análisis de componentes principales de las escalas clínicas en F1. . . . .	88
4.21. Velocidad de marcha durante las valoraciones. . . . .	89
4.22. Tiempo de apoyo durante las valoraciones. . . . .	89
4.23. Porcentaje de la varianza explicada por cada factor del ADF en el análisis de componentes principales de los factores. . . . .	90
4.24. Porcentaje de la varianza explicada por cada componente del análisis de componentes principales de los coeficientes de ajuste a los factores. . . . .	94
4.25. Resultados del análisis de componentes principales de los coeficientes de ajuste a los factores del lado afecto y sano. . . . .	95
4.26. Coeficientes de correlación de asociaciones significativas entre los coeficientes de ajuste de las fuerzas de reacción y velocidad de marcha. . . . .	95
4.27. Coeficientes del ICC para los coeficientes de ajuste a Fz1, Fz3, Fx1, Fy1 en una misma condición de medida. . . . .	95
4.28. Post-hoc del test de Anova de Fx1 y Fy1 con FACHS y lado como factores. . . . .	99
4.29. Post-hoc del test de Anova de Fx1 y Fy1 con FAC y lado como factores. . . . .	100
4.30. Post-hoc del test de Anova de Fx1 y Fz1 con MMT y lado como factores. . . . .	102
E.1. Resultados completos del análisis de correlación de escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD con fuerza muscular, espasticidad y dolor. . . . .	182
E.2. Resultados completos del análisis de correlación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD. . . . .	183
E.3. Resultados completos del análisis de correlación entre escalas clínicas al alcanzar estabilidad hemodinámica y a los seis meses del ictus. . . . .	184
E.4. Análisis de componentes principales de las escalas clínicas en F1. . . . .	185
E.5. Análisis descriptivo de los coeficientes de ajuste a los factores del ADF de las fuerzas de reacción, velocidad y tiempo de apoyo. . . . .	186
E.6. Valor de «p» en T-test de los coeficientes de ajuste a los factores del ADF: registro seleccionado aleatoriamente vs. resto. . . . .	186

E.7. *Análisis de correlación entre los coeficientes de ajuste a los factores del ADF de las fuerzas de reacción. . . . .* 187

E.8. *Análisis de correlación entre los coeficientes de ajuste de las fuerzas de reacción del ADF y la velocidad de marcha. . . . .* 187

E.9. *Test de Anova de medidas repetidas de los coeficientes de ajuste a Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1, Fx1, FAC y FACS con fase y lado como factores. . . . .* 188

E.10. *Test de Anova de medidas repetidas de los coeficientes de ajuste a Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1, Fx1, FAC y FACS con fase y lado como factores: F6, F7 y F8, submuestra. . . . .* 189

E.11. *Test de Anova para Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1 y Fx1 con FACHS en F3, fase y lado como factores. . . . .* 190

E.12. *Test de Anova para Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1 y Fx1 con FAC en F3, fase y lado como factores. . . . .* 191

E.13. *Test de Anova para Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1 y Fx1 con FAC, FACHS, MMT en tibial anterior y BBS con lado como factor. .* 192



# Capítulo 1

## Introducción



## 1.1. Origen del trabajo

El IBV, desde sus orígenes en 1976, ha desarrollado sistemas para la valoración de las actividades humanas que se aplican en centros médicos proporcionando pruebas complementarias de reconocido valor en los ámbitos de la Medicina Física y Rehabilitación y Valoración del Daño Corporal. Mi interés por la biomecánica y por el Instituto de Biomecánica de Valencia, IBV se inició cuando asistí a una charla sobre valoración instrumental de la marcha siendo estudiante de bachillerato. Mi formación posterior fue variada: soy Licenciada en Documentación y Diplomada en Fisioterapia y amplíé mis estudios con cursos de postgrado de distinta temática. En 1997 me incorporé al IBV con una beca de especialización y años más tarde, en 2002, como personal contratado. El tema principal de mi actividad en el IBV ha sido la valoración biomecánica, aunque trabajando en diferentes secciones y desempeñando diferentes roles, lo cual me ha permitido acercarme a este tema desde diferentes puntos de vista.

Esta Tesis Doctoral comienza a principios de 2011 porque se dan tres circunstancias que suponen su impulso:

1. La realización del proyecto europeo BETTER (*Brain-Neural Computer Interaction for Evaluation and Testing of Physical Therapies in Stroke Rehabilitation of Gait Disorders FP7-ICT-2009-247935*), en el que participa como socio el IBV y en el que colabora el *Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario y Politécnico La Fe*. Este proyecto pretende desarrollar nuevos sistemas para la rehabilitación tras el ictus y está dirigido en el IBV por el Dr. Juan Manuel Belda, quién me brinda la oportunidad de realizar esta tesis invitándome a formar parte del equipo de trabajo.
2. La necesidad planteada en el IBV de desarrollar metodologías de valoración adecuadas a las necesidades de los servicios de rehabilitación hospitalaria.
3. La pertinencia de la temática de este trabajo en el contexto del programa de doctorado «*Medicina Legal y Salud Pública*» del *Departament de Medicina Preventiva i Salut Pública, Ciències de la Alimentació, Toxicologia i Medicina Legal de la Universitat de Valencia*, en el que he realizado mis cursos de doctorado y el Diploma de Estudios Avanzados.

## 1.2. La marcha de las personas con hemiplejia

### 1.2.1. Ictus y hemiplejia

Un accidente cerebrovascular (ACV), ictus cerebral, apoplejía, golpe o ictus apoplético, ataque cerebrovascular o ataque cerebral es la pérdida de funciones cerebrales producto de la interrupción del flujo sanguíneo al cerebro que origina una serie de síntomas variables en función del área cerebral afectada. La Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE), versión 2010, se reserva el código «I63, infarto cerebral» para hacer referencia a este concepto. El término ictus se refiere al síndrome vascular cerebral que produce un déficit neurológico y psicopatológico. El mecanismo patogénico común a todo ictus cerebral es la interrupción del metabolismo tisular y aparece en el momento que el vaso aferente queda interrumpido anatómicamente o funcionalmente (isquemia) o sufre una ruptura (hemorragia). Así, según su mecanismo de producción los ictus pueden dividirse en dos grandes grupos: la isquemia cerebral y la hemorragia intracraneal.

La hemiplejia es un trastorno caracterizado por una parálisis de tipo sensitivo-motor de un hemicuerpo que puede tener o no asociada la afectación de la musculatura de la cara. El ictus cerebral es el origen etiológico más frecuente de la hemiplejia en la población adulta [3]. En este trabajo en general el término hemiplejia hace referencia al trastorno cuyo origen etiológico es un ictus establecido.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) sitúa la incidencia promedio mundial del ictus en aproximadamente doscientos casos nuevos por cien mil habitantes. En España la tasa de incidencia anual varía entre 132 y 174 casos, siendo más alta en hombres que en mujeres [4]. En la Comunidad Valenciana ingresaron en 2009 en los hospitales públicos 9701 pacientes con diagnóstico de ictus, lo que supuso una ocupación media hospitalaria por día de 233 camas. El 54% de los ingresos fueron hombres y el 46%, mujeres y el tiempo transcurrido desde el ictus hasta el alta hospitalaria fue de nueve días de media. El 75% de los ictus afecta a mayores de 65 años y la mayor parte de los ictus fueron de origen isquémico [4]. Los datos existentes sobre el coste del ictus en España sitúan en seis mil euros el gasto producido por paciente el primer año y aproximadamente seis mil millones de euros en concepto de coste social. Este importe incluye cuidados, transporte, pérdida de productividad laboral de la persona con ictus y sus cuidadores, pérdida de productividad doméstica, pérdida de ocio o mortalidad prematura [5].

### 1.2.2. Objetivos de la rehabilitación tras el ictus

La rehabilitación del paciente con ictus es un proceso limitado en el tiempo y orientado por objetivos que tienen como finalidad fundamental tratar y/o compensar los déficits y la discapacidad para conseguir la máxima capacidad funcional posible en cada caso, facilitando la independencia y la reintegración al entorno familiar, social y laboral [6]. Frente a la rehabilitación espontánea, los programas de rehabilitación tras el ictus tienen una influencia evidente sobre la mejora funcional del paciente [7, 8], al igual que el inicio precoz del tratamiento [9, 10], los ejercicios de mayor intensidad y una mayor duración de las sesiones [10]. Por otra parte, el modelo organizativo basado en un equipo multidisciplinario experto, en colaboración con pacientes y cuidadores, ha demostrado conseguir los mejores resultados [11, 12].

El proceso de rehabilitación se puede estructurar en tres fases: la fase aguda, que comprende desde el ictus hasta la estabilización del paciente a nivel vital; la subaguda, que comienza a continuación y se extiende mientras el paciente consigue mejoras funcionales importantes, aproximadamente durante seis meses, y la crónica, que se inicia cuando se alcanza la mayor parte de la recuperación funcional [6].

La rehabilitación debe comenzar en la fase aguda, durante la hospitalización, tan pronto como se realiza el diagnóstico del accidente cerebrovascular y se controlan los problemas vitales. Las personas que comienzan la rehabilitación en la primera semana después del ictus presentan menor grado de discapacidad y mayor índice de calidad de vida a largo plazo. El objetivo principal en esta fase es estabilizar el paciente agudo y controlar los problemas que pueden influir en su recuperación [6, 13, 14].

Los objetivos principales de la fase subaguda son restaurar el control motor de la deambulación y de las actividades relacionadas con ella, mejorar la función de la extremidad superior para superar o compensar la discapacidad en las Actividades de la Vida Diaria, AVD, y aumentar la participación en general [13]. Para ello se busca la movilización activa del paciente en actividades como volteos en la cama y transferencias a la sedestación, se ha de facilitar la adquisición del control del tronco como paso imprescindible a la bipedestación y se han de retomar progresivamente las AVD mediante el uso de las extremidades no afectas. Así, la recuperación de la marcha será uno de los objetivos fundamentales en esta fase.

El objetivo principal en la fase crónica es mantener el nivel de independencia funcional alcanzado en la fase anterior y mejorarlo si cabe. También es un

objetivo evitar la aparición de deterioro funcional por depresión, caídas, fracturas, espasticidad, alteraciones de la deglución o el propio envejecimiento [15]. Los programas rutinarios de rehabilitación en personas con ictus después de un año de evolución no demuestran una eficacia significativa [16, 17], aunque algunos justifican este dato en la falta de métodos de valoración con suficiente sensibilidad a pequeños cambios [18].

### 1.2.3. La marcha humana normal

Dada la importancia de la recuperación de la marcha en la rehabilitación de las personas con ictus, en este apartado se describen las características de la marcha normal. Para ello se presenta un extracto de la monografía «biomecánica de la marcha humana normal y patológica» [19], con el permiso de los autores y manteniendo las referencias originales. Las figuras y tablas referenciadas son una reproducción autorizada de la misma obra.

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas [20]. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores y bajo determinadas situaciones patológicas o de déficit funcional [21, 22, 23, 24, 25]. Factores intrínsecos a la persona como la edad, el sexo, la altura y la complexión del sujeto modifican significativamente su patrón normal de marcha; pero otros factores externos como la velocidad de progresión, el tipo de suelo, el calzado, la inclinación de la superficie, la carga acarreada por el sujeto, etc. también pueden repercutir de manera muy apreciable en la marcha.

El **ciclo de marcha** o zancada es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie; por su parte, el pie izquierdo experimentaría la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo [26, 20].

Durante un ciclo de marcha completo (figura 1.1), cada pierna pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el

suelo, y por una fase de oscilación, en la cual el pie se halla en el aire al tiempo que avanza como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad y a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto, alrededor de un 60 % del ciclo. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40 % restante. Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50 % en el tiempo, lo que revela la existencia de dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo, de un 10 % de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los períodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre marcha y carrera.

Se denomina período de apoyo monopodal al intervalo durante el cual tan sólo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación. El tiempo de apoyo monopodal izquierdo coincide con el tiempo de oscilación derecho. El tiempo de apoyo de un pie equivale a la suma del tiempo de apoyo monopodal de dicho pie y de los dos tiempos de apoyo bipodal.

La distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina longitud de la zancada. La distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo, se denomina longitud del paso izquierdo. Análogamente se define la longitud del paso derecho, y la suma de ambas coincide con la longitud de la zancada. El tiempo de paso izquierdo es el tiempo transcurrido en la consecución del paso izquierdo, es decir, entre el contacto inicial del pie derecho y el contacto inicial del pie izquierdo, y equivale a la suma del tiempo de oscilación izquierdo y el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde a la etapa de despegue del pie izquierdo. La separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones, es la anchura del paso, anchura del apoyo o base de sustentación. Al ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como ángulo del paso (toe-out o toe-in).

Se define la cadencia como el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo, siendo su unidad más comúnmente adoptada el paso por minuto. La velocidad de la marcha es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo, en la dirección considerada. En la tabla 1.1 se presenta, a título orientativo, los valores de algunos parámetros de la marcha en individuos normales,

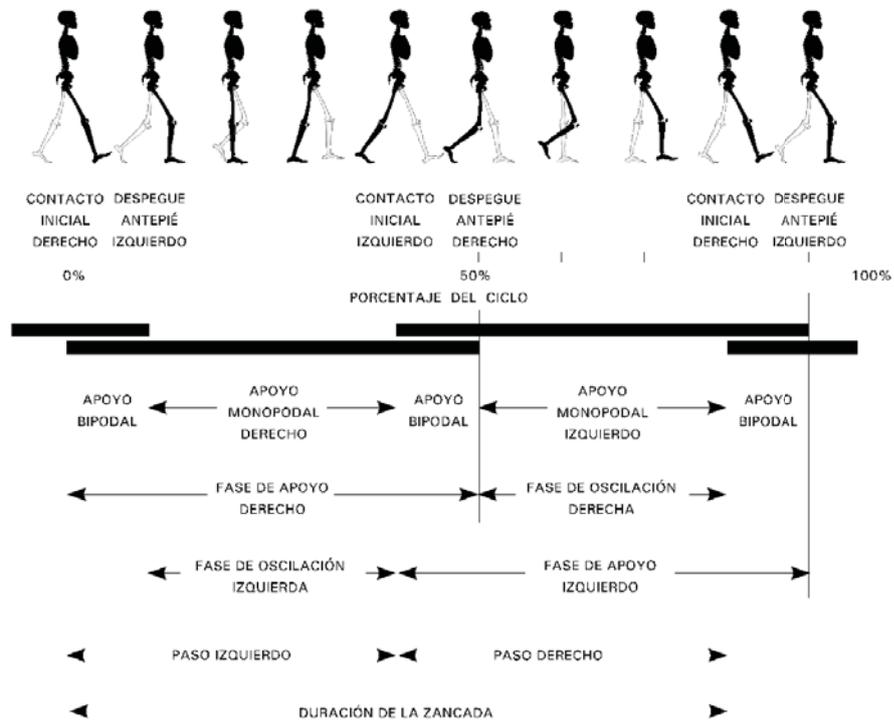


Figura 1.1: *El ciclo de la marcha.* [19].

Tabla 1.1: *Valores de referencia para cadencia, velocidad y longitud de zancada en marcha normal.*

Fuente	Cadencia (p/min)		Velocidad (m/s)		Longitud zancada (m)	
	H	M	H	M	H	M
Murray [21, 23]	117	117	1,53	1,30	1,57	1,33
Chao [27]	102	108	1,20	1,10	1,42	1,22
Kadaba [28]	112	115	1,34	1,27	1,41	1,30
Perry [26]	111	117	1,43	1,28	1,46	1,28

según diferentes autores. Los valores de la tabla han sido medidos a cadencia libre, es decir, a la velocidad espontáneamente adoptada por cada sujeto, y constituyen un promedio para hombres y mujeres sanos de edad comprendida entre dieciocho y sesenta y cuatro años.

#### 1.2.4. Mecanismos patológicos de la marcha humana

De igual modo que en el punto anterior, se presenta un extracto de la monografía «biomecánica de la marcha humana normal y patológica» [19] en relación a la descripción de los mecanismos patológicos de la marcha humana.

Existen múltiples posibilidades para clasificar las alteraciones de la marcha debidas a patologías: según su etiología, según la zona anatómica afectada, según la fase de la marcha que esté alterada, etc. No obstante, todos los procesos patológicos acaban provocando determinadas alteraciones que son objetivables mediante las diferentes herramientas que se utilizan para el estudio de la marcha humana. Estas alteraciones básicas se pueden clasificar en deformidad, debilidad muscular, dolor y control neurológico deficitario.

**Deformidad.** Aparece cuando los tejidos no permiten una movilidad pasiva suficiente para permitir a los pacientes adoptar posturas normales y rangos de movimiento fisiológicos durante la marcha. La contractura o retracción suele ser la causa más habitual.

**Debilidad muscular.** Puede ser debida a una atrofia muscular por desuso, a lesiones neurológicas o miopatías. Cuando la causa es una lesión de neurona

motora inferior o una patología muscular los pacientes poseen una excelente capacidad de sustitución.

**Dolor.** La causa principal de dolor durante la locomoción corresponde a una excesiva tracción tisular. Las reacciones fisiológicas al dolor introducen dos elementos que alteran la marcha, a través de los dos mecanismos vistos anteriormente, la deformidad y la debilidad muscular. Una articulación inflamada tiende a adoptar una postura que coincide con la de mínima presión intraarticular. Estas posturas también coinciden con las de mayor laxitud capsular y ligamentosa. La debilidad muscular es secundaria al dolor y al derrame articular. Así pues, tras un derrame articular cabe esperar, durante la marcha, una menor fuerza muscular y un aumento de estas posturas de protección.

**Control neurológico deficitario.** Cuando existen patologías a nivel del sistema nervioso central o periférico, se puede producir un control neurológico deficitario, apareciendo cinco alteraciones básicas en diferentes combinaciones y con intensidad variable:

- Espasticidad.
- Alteraciones de la coordinación.
- Patrones reflejos primitivos del aparato locomotor.
- Alteraciones de la secuencia de actuación muscular.
- Alteración de la propiocepción.

Las causas más frecuentes de una marcha espástica son: parálisis cerebral, ictus, traumatismo cerebral, lesión medular incompleta y esclerosis múltiple. La espasticidad dificulta la actuación excéntrica de los músculos durante la fase de apoyo. Cuando aparece una espasticidad del sóleo y los gemelos se produce una flexión plantar persistente, en estos casos la progresión de la marcha se ve dificultada por la pérdida de los rodillos del tobillo y del antepié. Una flexión persistente de rodilla, a consecuencia de una espasticidad de los isquiotibiales, limita la efectividad de la fase final de la oscilación y disminuye el avance del muslo en la fase de apoyo. La espasticidad de los flexores de cadera disminuye la progresión en las fases media y final del apoyo, mientras que la acción sostenida del cuádriceps inhibe la preparación de la fase de preoscilación para el adelantamiento del miembro.

Las alteraciones de la coordinación impiden al paciente controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular. Los patrones reflejos primitivos suponen

una fuente alternativa al control voluntario, permiten dar pasos mediante la combinación de un patrón de flexión y de extensión, ante la excitación de la planta del pie del miembro en extensión o flexión respectivamente.

Las lesiones de la propiocepción dificultan la marcha, ya que privan al paciente de la información sobre la posición de la cadera, rodilla, tobillo y pie, así como del tipo de contacto con el suelo; en estos casos el paciente no sabe cuándo puede apoyar el peso del cuerpo de forma segura.

### 1.2.5. La marcha de las personas con hemiplejia

Los dos primeros problemas que aparecen tras el ictus y afectan a la marcha son la pérdida de fuerza y la pérdida de la contracción voluntaria en el miembro inferior afecto. Después de varias semanas pueden aparecer dos problemas adicionales, la espasticidad y cambios en las propiedades mecánicas de los músculos [29]. Solamente entre un 23 % y un 37 % de las personas consiguen la marcha independiente durante la primera semana [30], entre el 50 % y el 80 % pueden caminar sin ayudas tres semanas después del alta hospitalaria [31] y más del 85 % después de seis meses [32]. En general, la marcha de las personas con hemiplejia se caracteriza por una reducción de la velocidad de marcha y un aumento de la fase de apoyo, con mayor tiempo de apoyo sobre el lado no hemipléjico [29]. A continuación se describe con más detalle teniendo en cuenta las alteraciones en el patrón de marcha producidas por la debilidad muscular, las características témporo-espaciales, cinéticas y cinemáticas, la asimetría en la marcha, los patrones de activación muscular y el consumo energético en la marcha de las personas con hemiplejia.

#### Alteraciones en el patrón de marcha por debilidad muscular

Las alteraciones en el patrón de marcha producidas por debilidad muscular en tobillo, rodilla y cadera que se presentan a continuación son la reproducción autorizada de un extracto de la monografía «Biomecánica de la marcha humana normal y patológica» [19].

**Flexión plantar de tobillo exagerada.** La debilidad de la musculatura pretibial, esencialmente del tibial anterior, provoca una caída del pie de forma incontrolada. Esta parálisis es más significativa en la fase media de la oscilación (figura 1.2), contacto inicial (figura 1.3) y fase inicial del apoyo (figura 1.4). Durante la fase de oscilación el problema consiste en evitar el contacto con el suelo. En la fase inicial del apoyo se altera el rodillo del talón. Las fases siguientes del apoyo pueden ser normales si no se asocia con otras alteraciones.

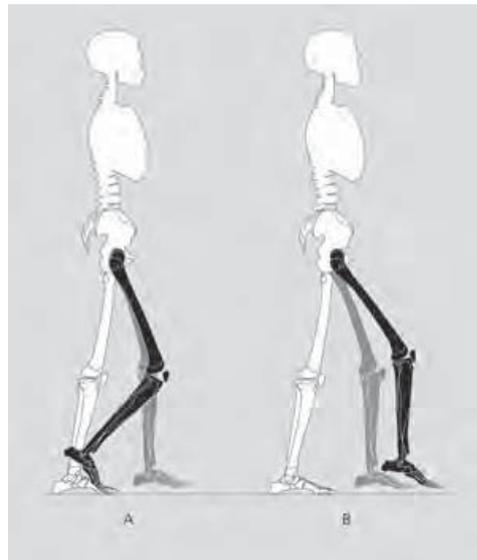


Figura 1.2: *Alteraciones en la fase media de la oscilación por flexión plantar exagerada de tobillo. A: Arrastre de dedos. B: Sustitución con aumento de flexión de cadera y rodilla [19].*

**Flexión de rodilla inadecuada.** La flexión inadecuada de la rodilla, que puede estar originada por una debilidad de cuádriceps, provoca modificaciones funcionales de la marcha que aparecen en todo el ciclo de la marcha, disminuyendo la capacidad normal de amortiguación (figura 1.5) y produciendo un arrastre de los dedos si no se eleva suficientemente la pierna y el pie durante la fase de oscilación (figura 1.6).

**Flexión de cadera inadecuada.** La necesidad de una flexión de cadera comienza en la fase inicial de la oscilación y continúa durante el resto de las fases de la oscilación hasta el contacto inicial. Por tanto, una inadecuada flexión de cadera puede afectar cualquiera de estas fases. La dificultad para conseguir una flexión de  $15^\circ$  en la fase inicial de la oscilación reduce el adelantamiento del miembro. Un efecto secundario es la limitación de la flexión de rodilla, que carece del impulso del muslo para iniciar esta acción. Ello, además, contribuye al arrastre de los dedos, cuando existe una flexión plantar de tobillo. La limitación del impulso al inicio de la oscilación influye en el resto de las fases de

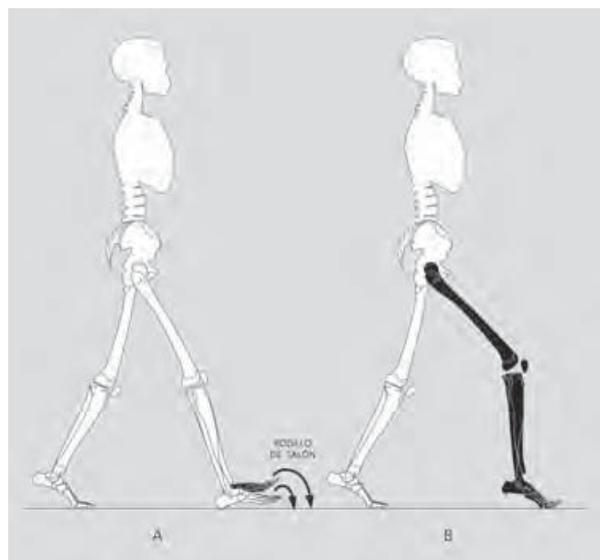


Figura 1.3: Alteraciones en el contacto inicial por flexión plantar exagerada de tobillo. A: Contacto bajo de talón. B: Contacto con el antepié [19].

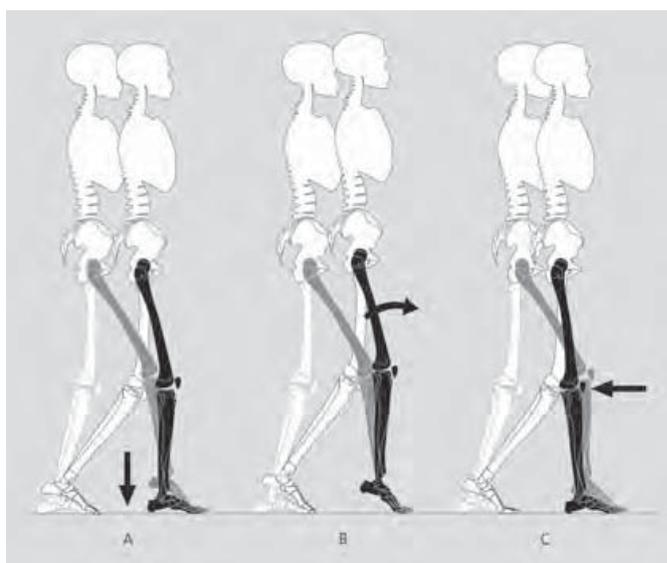


Figura 1.4: Alteraciones en la fase inicial del apoyo por flexión plantar de tobillo exagerada. A: Contacto con el antepié, pasando a un apoyo completo del pie en un tobillo flexible. B: Contacto del antepié mantenido. C: Contacto del antepié con caída a apoyo completo del pie, en presencia de un tobillo rígido [19].



Figura 1.5: *Flexión de rodilla inadecuada durante la fase inicial del apoyo, que disminuye la capacidad normal de amortiguación [19].*



Figura 1.6: *Flexión de rodilla inadecuada durante la fase inicial de la oscilación. Si no se elevan suficientemente la pierna y el pie se produce un arrastre de los dedos [19].*



Figura 1.7: *Flexión inadecuada de cadera. Inclinación posterior voluntaria de la pelvis* [19].

la marcha y se traduce en un acortamiento de la longitud del paso. La debilidad de los músculos flexores de cadera provoca una pérdida de la velocidad de movimientos o un rango inadecuado de los mismos.

Existen diferentes acciones sustitutivas para adelantar el miembro cuando la flexión de cadera es inadecuada y suelen comenzar en la fase inicial de la oscilación. La inclinación posterior de la pelvis conseguida mediante la contracción de los músculos abdominales se utiliza para avanzar el muslo (figura 1.7). Suele ser habitual el uso del movimiento de circunducción, que incluye la elevación y la rotación anterior de la pelvis y la abducción de la cadera.

### **Características témporo-espaciales**

Las características témporo-espaciales hacen referencia a la velocidad, cadencia, longitud de paso y proporción entre las diferentes fases de la marcha, principalmente. Las más importantes en la marcha de las personas con hemiplejia con respecto a las personas sin alteración son [33, 29]:

- La velocidad media de la marcha espontánea es menor (rango desde los 0.23m/s a 0.73m/s). El lado pléjico no influye en la velocidad de la marcha.

- Se reduce la longitud de la zancada y la cadencia y aumenta la anchura del paso.
- La fase de apoyo es más larga tanto para el miembro afecto como para el sano y supone una mayor proporción en el ciclo en la marcha a una velocidad normal. La fase de apoyo del miembro no afecto es de mayor duración y ocupa mayor proporción en el ciclo de marcha que la del miembro afecto y la fase de doble apoyo supone mayor proporción en el ciclo de marcha.

### Características cinemáticas

La Cinemática es la parte de la Mecánica que se ocupa de la descripción del movimiento, sin atender a sus causas; el análisis de posiciones, velocidades y aceleraciones, junto con otras magnitudes físicas derivadas, compete a este campo de la mecánica. Las características cinemáticas de la marcha comprenden las posiciones de las articulaciones, sus desplazamientos, las velocidades angulares, aceleraciones y derivaciones temporales. Según Olney y Richards [29] existe una gran variabilidad en los datos que proporcionan los diferentes estudios debido a diferencias en la recogida de datos o incluso en la selección de variables, pero desde el punto de vista de la movilidad articular las principales diferencias entre la marcha de las personas con hemiplejía y las personas sin alteración [31] que se han descrito son:

- Reducción de la flexión de cadera coincidiendo con el contacto inicial del talón, aumento en el momento del despegue del primer dedo y reducción durante la oscilación.
- Aumento de la flexión de rodilla coincidiendo con el contacto inicial del talón y reducción en el momento del despegue del primer dedo y oscilación.
- Aumento de la flexión plantar de tobillo coincidiendo con el contacto inicial y la oscilación y reducción en el momento del despegue del primer dedo.

En términos generales se observa una reducción de los movimientos en todas las articulaciones que se acompaña con una disminución de la longitud del paso, que la progresión del lado lesionado se consigue con una extensión de cadera del lado sano y una flexión de la cadera del lado parético y que, mientras que las gráficas correspondientes a los movimientos del lado sano se

asemejan bastante a las de una persona sin alteración, las del lado parético están totalmente desfasadas. En relación al grado de recuperación, una etapa más avanzada se traduce con un registro más simétrico entre el lado afecto y el lado sano [34].

### Asimetría

La marcha humana normal parece simétrica, aunque en realidad no se da una perfecta coincidencia entre las variables cinéticas o cinemáticas procedentes del análisis los miembros inferiores derecho e izquierdo [35]. Una de las características comúnmente aceptadas que caracterizan funcionalmente la marcha patológica es la asimetría y las personas con hemiplejia presentan asimetrías entre ambos miembros inferiores [36, 37]. Alcanzar una marcha simétrica constituye un objetivo en la rehabilitación de personas con ictus [38, 39], pero hay que tener en cuenta que existen ejemplos de compensación de patrones motores deficientes en los que se observan diferencias notables en el apoyo entre ambos miembros inferiores y se consideran éxitos en los tratamientos de rehabilitación [40]. Por este motivo, para algunos autores la simetría en la marcha no debe considerarse un objetivo terapéutico principal en la recuperación [29].

El estudio de la asimetría es aplicable a cualquier valoración instrumental de la marcha que proporcione información independiente para los miembros inferiores y se cuantifica utilizando el índice de simetría (IS) [41] dónde «Xd» es el valor de una variable para el miembro inferior derecho y «Xi» para el miembro inferior izquierdo (ecuación 1.1 ):

$$IS = \frac{Xd - Xi}{1/2(Xd + Xi)} * 100 \quad (1.1)$$

Un valor de cero en el IS indica que no existen diferencias entre los parámetros de ambos miembros; un valor positivo, que es mayor para el miembro derecho y un valor negativo, que es mayor para el miembro izquierdo. En relación al análisis de marcha, es normal que la población sin alteraciones presente asimetrías entre miembros, así que se considera el 10 % como límite entre la asimetría normal y la correspondiente a alteraciones en la marcha [41]. Sin embargo, para diferenciar adecuadamente entre marcha normal y funcionalmente alterada es importante tener en cuenta que la magnitud de la asimetría no se mantiene siempre en 10 % si no que depende del parámetro analizado, de la fiabilidad del sistema de medida elegido [35], de la técnica de análisis de datos utilizada y de la variabilidad normal que se da en la marcha [42], por lo que no puede

tomarse este punto de corte de forma universal tener en cuenta esta consideración. En relación al análisis cinético de marcha de personas sin alteraciones en la marcha, el IS correspondiente a la mayor parte de los parámetros procedentes de fuerzas verticales y anteroposteriores es cercano a cero, mientras que para las fuerzas mediolaterales es mucho mayor [35] debido a que la magnitud de las fuerzas mediolaterales es pequeño y, además, cabe más variabilidad en los parámetros. Además, el análisis de datos cinéticos mediante extracción de parámetros produce mayor variabilidad en los resultados que otras técnicas de análisis de datos [42], así que también hay que considerar el tipo de análisis realizado para valorar la asimetría.

Para cuantificar la asimetría en personas con ictus se ha utilizado el IS descrito anteriormente, pero sustituyendo el valor del parámetro en el miembro derecho por el del miembro parético y el valor del miembro izquierdo por el miembro sano, de modo que un valor positivo en el IS indica mayor valor para el miembro parético y viceversa [36]. En general, las fuerzas de reacción verticales en el miembro parético son de mayor magnitud que en el contralateral, con un IS superior al 10 % [36].

### **Señales fisiológicas: activación muscular y consumo metabólico**

La señal eléctrica muscular refleja los potenciales eléctricos que aparecen como consecuencia de la activación de las unidades motoras musculares. Dado que la intensidad de la acción muscular está determinada por el número de unidades motoras que se activan y por su frecuencia de descarga, una mayor señal registrada está asociada con un mayor nivel de contracción muscular.

El acuerdo unánime entre los investigadores que han estudiado las características electromiográficas de las personas con hemiplejia es la gran variabilidad entre individuos [43, 44], aunque generalmente la actividad electromiográfica es menor en el lado afecto que en el lado sano [45, 46]. En relación al consumo metabólico, la marcha de las personas con ictus se caracteriza por un mayor coste energético [29].

### **Características cinéticas**

La Dinámica es la parte de la Mecánica que se ocupa de las acciones y reacciones físicas que causan el movimiento y de sus cambios; por tanto, el análisis de las fuerzas compete a este campo de conocimiento. En la bibliografía americana se utiliza el término «kinetics» como sinónimo de «dynamics», por ese motivo en castellano y en el contexto de la valoración biomecánica se sustituye habitualmente el término dinámica por cinética, procedente de la

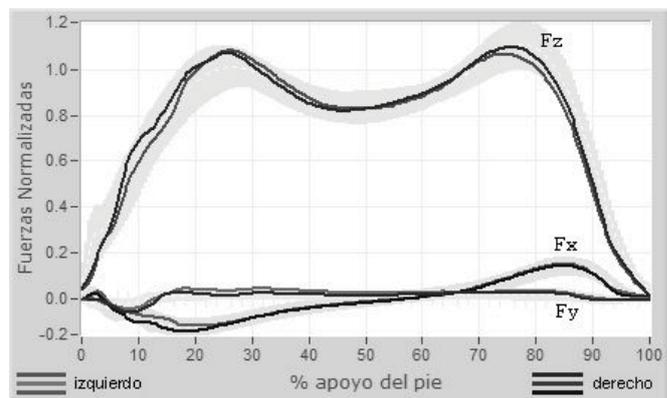


Figura 1.8: Representación gráfica de los trazados de las fuerzas de reacción durante la marcha normal: vertical ( $F_z$ ), anteroposterior ( $F_x$ ) y mediolateral ( $F_y$ ). Extracto de la aplicación NedAMH/IBV.

traducción de «kinetics». Las fuerzas de reacción, momentos y presiones que se registran durante el apoyo de los miembros inferiores son características cinéticas.

**Presiones plantares.** En relación a las presiones que se registran en la planta del pie durante el apoyo, la superficie de apoyo es menor en el miembro parético que en el sano y existe una alteración en la línea de progresión del centro de presiones durante la marcha. La superficie de apoyo está relacionada con la capacidad de marcha y el equilibrio [47].

**Fuerzas de reacción.** La tercera ley de Newton o Ley de Acción y Reacción, hace referencia a que con toda acción ocurre siempre una reacción igual y contraria y quiere decir que las acciones mutuas de dos cuerpos siempre son iguales y dirigidas en sentido opuesto. La fuerza que ejerce una persona sobre el suelo al caminar es igual a la fuerza de reacción que ejerce el suelo sobre la persona en sentido opuesto. La fuerza de reacción puede descomponerse en fuerza vertical, mediolateral y anteroposterior, atendiendo al plano en el que se sitúan sus vectores (figura 1.8). Debido a la importancia de las fuerzas de reacción en este trabajo, sus características en la marcha normal y en las personas con hemiplejia se describe en un apartado independiente, a continuación.

## 1.2.6. Las fuerzas de reacción en la marcha humana

### Fuerzas de reacción en la marcha normal

Los rasgos que caracterizan las fuerzas de reacción en la marcha humana normal, presentados gráficamente en la figura 1.8, se describen a continuación.

El trazado «z» corresponde a la carga vertical y tiene las siguientes características [48, 49, 50, 26]:

- Deflexión inmediatamente posterior a la toma del contacto del talón con el suelo, correspondiente a la amortiguación de las partes blandas, que es más o menos marcado en función del calzado utilizado. Puede tener un valor de entre 50 % y 125 % del peso corporal y es de corta duración, entre 1 % y 2 % del apoyo.
- Coincidiendo con el contacto del talón y carga de todo el cuerpo se produce un apoyo de aproximadamente 110 %-125 % del peso del sujeto cuando la marcha se realiza a una velocidad confortable que ocurre aproximadamente en el 25 % de la fase de apoyo. La proporción de peso varía en función de la velocidad, siendo mayor a mayor velocidad de marcha.
- Durante la fase de oscilación del miembro contralateral se registra un apoyo inferior al peso del sujeto, entre el 80 % y 95 % con una marcha a velocidad confortable, debido al efecto de empuje del miembro contralateral. El apoyo en este momento de la pisada es menor a mayor velocidad de marcha.
- Coincidiendo con la propulsión del antepié se produce una última sobrecarga, con apoyo que vuelve a estar en torno a 110 %-115 % del peso de la persona valorada. La proporción de peso también está relacionada con la velocidad de marcha.

Esta relación entre velocidad de marcha y características del trazado de las curvas de fuerzas verticales ha sido estudiada por Durá et al. [51] recientemente, empleando Análisis de Datos Funcionales (ADF), una técnica de análisis de datos más moderna que las empleadas por los investigadores que describieron la marcha normal que permite aislar el efecto de la velocidad y el tiempo de apoyo.

El trazado «x» corresponde a los vectores de fuerza anteroposterior del pie sobre la plataforma y sus características son:

- Deslizamiento fugaz del pie hacia atrás en el momento del contacto talón-suelo, que produce un apoyo equivalente a un 2 % del peso corporal.

- Deslizamiento del talón hacia delante que ocurre inmediatamente después del anterior y supone un apoyo de aproximadamente 16-25 % de peso corporal. La proporción de peso también está relacionada con la velocidad de marcha.
- Inversión de fuerza y deslizamiento posterior durante la propulsión del pie, con apoyo equivalente al anterior.

El trazado «y» corresponde a los desplazamientos laterales del pie y se caracteriza por:

- Deslizamiento medial en el momento del contacto talón-suelo.
- Tensión lateral durante casi toda la duración del apoyo en una proporción equivalente a 8 %-10 % del peso corporal.

Cada una de estas características puede ser representada por un parámetro numérico, tomando el valor de la fuerza normalizada por el peso de la persona valorada.

### **Fuerzas de reacción en la marcha de las personas con hemiplejia.**

Las principales características de las fuerzas de reacción durante la marcha en personas con hemiplejia son la asimetría en el reparto de cargas entre las extremidades sana y afecta y la presencia de un patrón de marcha anormal [36]. Además, llama poderosamente la atención la enorme variabilidad morfológica de las curvas de fuerzas [52, 37]. Las alteraciones en la marcha dependen de la velocidad de marcha, de la capacidad motora y funcional del paciente y del tiempo de evolución desde la instauración del ictus, pero es independiente de la lateralidad de la lesión [52]. Conforme mejora la capacidad funcional de la persona con ictus, hay mayor semejanza con el patrón de marcha normal. Según Béseler [52] las mayores diferencias con respecto al patrón de marcha normal se observan en la componente vertical de las fuerzas, pero las componentes anteroposterior y mediolateral son las que mejor caracterizan las curvas de fuerzas de las personas con ictus. A continuación se describen las características de la marcha de las personas con ictus en cada uno de los tres componentes de las fuerzas de reacción.

**Fuerzas de reacción verticales.** El análisis de las fuerzas de reacción verticales en las personas con afectación de la marcha ha dado lugar a la descripción de diferentes tipos de morfología [1] que se presentan gráficamente en la figura 1.9 y cuyas características se describen a continuación:

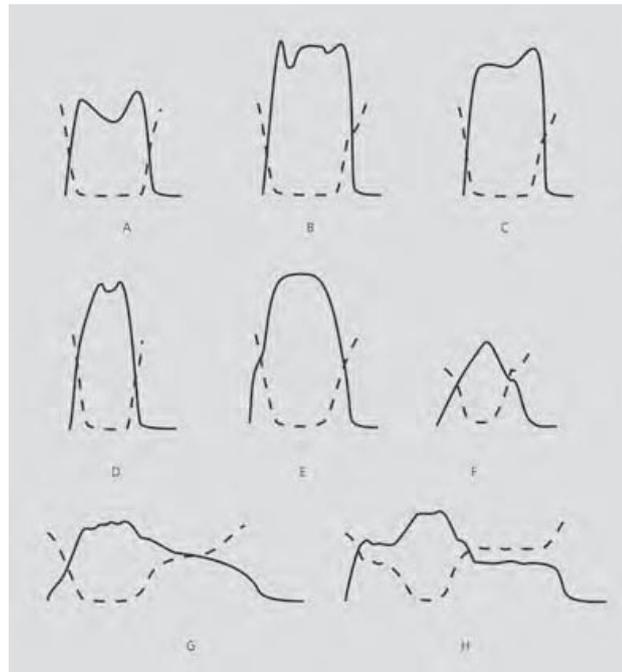


Figura 1.9: *Diferentes trazados en curvas de fuerzas verticales de personas con patologías que afectan a la marcha [1].*

- a. Onda cuadrada: Semejante a un trazado normal, pero las fases de apoyo bipodal son ligeramente más prolongadas.
- b. Onda trapezoidal tipo 1: Fase de oscilación inferior al 25% del ciclo de marcha. Se caracteriza también por un largo periodo de apoyo monopodal y una zona de apoyo de valle bastante plana.
- c. Onda trapezoidal tipo 2: La duración del periodo de oscilación oscila entre el 25-35% del ciclo de la marcha y tiene características muy similares a la onda trapezoidal tipo 1.
- d. Onda trapezoidal tipo 3: El periodo de oscilación supone un 40% del ciclo de la marcha y se distinguen escasamente los dos máximos relativos de carga correspondientes al contacto inicial y despegue de puntera, es el tipo menos común de las ondas trapezoidales.
- e. Onda senoidal: Presenta una fase muy breve de apoyo monopodal con una morfología redondeada en la zona del valle.

- f. Onda triangular: morfología característica de forma triangular y apoyo monopodal muy breve (en torno a un sexto de la duración del ciclo de marcha).
- g. Onda de doble apoyo tipo 1: Doble apoyo con alternancia entre periodo de doble apoyo prolongado y de doble apoyo acortado.
- h. Onda de doble apoyo tipo 2: Duración prolongada de la fase de doble apoyo con un acortamiento simultáneo de la fase de apoyo monopodal.

Las fuerzas de reacción verticales en las personas con hemiplejia presentan asimetrías entre los dos miembros, siendo menores en el miembro parético que en el contralateral [36] y presentan una gran variabilidad de patrones, en comparación con el patrón normal. A pesar de esta variabilidad se distinguen tres patrones para la representación de las fuerzas verticales en la marcha según el grado de afectación motora [52, 53, 54]:

- Curva con dos picos (morfología correspondiente a onda cuadrada o trapezoidal), semejante al patrón de marcha normal.
- Curva como una meseta sin picos visibles (morfología correspondiente a onda senoidal).
- Curva con un solo pico a mitad del apoyo (morfología correspondiente a onda triangular), se asocia a un aplanamiento de la curva del miembro sano contralateral y se corresponde al máximo grado de afectación motora.

En la descripción del patrón de marcha con dos picos, algunos autores señalan el pico inicial como pico más reducido con respecto al contralateral [55, 56], mientras que otros señalan que la mayor reducción se registra en el pico final [52].

Las fuerzas de reacción verticales han sido utilizadas como indicador de progreso en el control evolutivo de pacientes hemipléjicos, sugiriendo que el restablecimiento del patrón con dos picos máximos es positivo [57, 58] y está asociado al paso del tiempo durante la recuperación [52]; en resumen, a mayor grado de afectación motora, menos perfilados están los picos de la representación gráfica de la componente vertical de la fuerza.

**Fuerzas de reacción anteroposteriores.** Las fuerzas anteroposteriores se caracterizan por una reducción de las fuerzas de propulsión en el lado pléjico con respecto al sano. La mayor participación del lado sano aumenta conforme es peor el estado funcional del paciente, considerándose un buen indicador del grado de recuperación de la marcha [59, 52].

**Fuerzas de reacción mediolaterales.** Las fuerzas mediolaterales proporcionan una idea de la estabilidad del paciente. Las personas más afectadas registran fuerzas mediolaterales más pronunciadas, sobre todo en el periodo agudo de su recuperación [52].

## 1.3. La valoración funcional en las personas con hemiplejia

### 1.3.1. Valoración funcional

El término función se refiere a lo que las personas hacen, o cómo lo hacen, a las actividades, tareas, habilidades o destrezas que los individuos requieren para adaptarse al funcionamiento en el entorno ambiental: AVD, cuidado personal, movilidad o comunicación, entre otras [60, 61]. La Evaluación Funcional surge de la necesidad de la Medicina Física y Rehabilitación de evaluar sus resultados [60], debido a que el objetivo final de cualquier programa de rehabilitación es lograr el nivel más alto posible de habilidad funcional. La Valoración Funcional es el objeto de medida de la Evaluación Funcional e incluye todos los métodos e instrumentos utilizados para medir la función [62]. Los más utilizados son las escalas de valoración funcional y las técnicas instrumentales. Su formato varía desde entrevistas a cuestionarios, auto-notificaciones, pruebas, observaciones directas o diversos dispositivos técnicos [61]. Ningún método o instrumento es ideal o perfecto, por lo que se impone una selección de los más adecuados dependiendo de la información necesaria y del objetivo perseguido, a pesar de que no hay consenso respecto a cuál utilizar en cada caso [62].

El paso previo a la selección de un método de la valoración funcional es conocer bien qué se va a valorar, concretar qué se va a medir para llevar a cabo la valoración, con qué objetivo, con cuanto esfuerzo y hacer una adecuada interpretación de los resultados obtenidos, lo que exige conocer las ventajas, inconvenientes y limitaciones de cada método [62]. En el caso de las personas con ictus, la medida objetiva de la función mediante técnicas válidas y

fiables permite identificar los problemas, establecer los objetivos terapéuticos, determinar las intervenciones y controlar su eficacia y sus resultados [6].

La Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud, CIF (International Classification of Functioning, Disability and Health), [63, 64] agrupa sistemáticamente los dominios de una persona en un determinado estado de salud. Su uso está ampliamente extendido en el ámbito clínico y en investigación a nivel internacional y puede utilizarse para clasificar los instrumentos de medida para la valoración funcional. La CIF utiliza los siguientes clasificadores:

- **Estructuras corporales:** hace referencia a las partes anatómicas del cuerpo tales como los órganos, las extremidades y sus componentes. El término deficiencia lo aplica la CIF a los problemas encontrados en la estructura. Dentro del grupo de técnicas de valoración de las estructuras corporales podríamos clasificar las pruebas diagnósticas de imagen (Rx, RNM, TAC, etc).
- **Funciones corporales:** considera las funciones fisiológicas de los sistemas corporales. Los problemas encontrados en la función corporal también se identifican con el término deficiencia. Dentro de este nivel de Clasificación encontraríamos los instrumentos para la valoración del equilibrio o del dolor, para la valoración de las funciones neuromusculoesqueléticas como la fuerza, tono o resistencia muscular y la amplitud o suavidad del movimiento.
- **Actividades:** referente a la realización de una tarea o acción por una persona. El término limitación lo aplica la CIF para hacer mención a la dificultad que puede tener en el desempeño/realización de dicha actividad. Dentro de este nivel estarían todas las técnicas de valoración de actividades relacionadas con la movilidad corporal, como el mantenimiento y cambio de postura, transferencias, llevar mover y usar objetos, andar y moverse.
- **Participación:** tiene en cuenta el entorno de una persona y es el acto de involucrarse en una situación vital. Las restricciones en la participación son problemas que una persona puede experimentar al involucrarse en situaciones vitales.

Según las recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, SERMEF [6], para evaluar los resultados de un programa de rehabilitación sobre el paciente con ictus hay que diferenciar entre el déficit en

una función, la limitación en una actividad o la restricción en la participación, siguiendo el marco general que ofrece la CIF.

### 1.3.2. Criterios para la selección de instrumentos de medida

Además de la aplicación de la CIF para la clasificación de los instrumentos de medida, es importante conocer los criterios de selección adecuados en la selección de escalas como son la repetibilidad, la validez, la sensibilidad al cambio o el coste en tiempo y recursos de su administración [65]. Todas estas son propiedades de los instrumentos de medida que pueden afectar la credibilidad del proceso de medida y los propios resultados de una investigación [66, 67, 68]. En este apartado se hacen referencia estos criterios a partir del trabajo de Salter et al. [65] que se centra en los aspectos más importantes en relación a la rehabilitación del ictus.

**Repetibilidad.** Repetibilidad o fiabilidad es el criterio que hace referencia a la reproducibilidad y consistencia interna de un instrumento de medida. En el estudio de la reproducibilidad hay que considerar la repetibilidad intraobservador y la repetibilidad interobservador. La repetibilidad intraobservador hace referencia a la concordancia entre diferentes medidas realizadas por un mismo observador sobre un mismo fenómeno en diferentes momentos; la repetibilidad interobservador hace referencia a la concordancia entre medidas tomadas por diferentes observadores. Para valorar la repetibilidad del instrumento de medida es necesario asegurarse de que el fenómeno no cambia a lo largo del tiempo en el que se realiza el estudio. Para la adecuada selección de un instrumento de medida es necesario que sea lo más repetible posible o, al menos, que sea lo suficientemente repetible para medir el fenómeno a estudiar con el error que el evaluador esté dispuesto a asumir. En los estudios de repetibilidad, se considera excelente que el estadístico correspondiente (habitualmente Coeficiente de Correlación Intraclase o Índice Kappa) sea igual o mayor que 0,75, adecuada si está entre 0,74 y 0,4 y pobre si es inferior a 0,4. La consistencia interna valora la homogeneidad de los diferentes ítems de una escala.

**Validez.** Es el criterio que hace referencia a que el instrumento mide lo que se propone medir. Del mismo modo que no sería adecuado utilizar un termómetro para medir la fuerza del viento, puede que una técnica de medida no sea la adecuada para medir una manifestación clínica determinada, aunque proporcione resultados objetivos y repetibles. En los estudios sobre la validez

de un instrumento de medida es frecuente la comparación con un patrón de referencia o “gold standard” cuya validez haya sido demostrada previamente. En los estudios de validez se considera excelente que el estadístico correspondiente (habitualmente Coeficiente de Correlación) sea mayor que 0,6, adecuada si esta entre 0,59 y 0,31 y pobre por debajo de 0,30.

**Sensibilidad al cambio, efecto suelo y efecto techo.** Es la propiedad de los instrumentos de medida que hace referencia a la capacidad de detectar diferencias a lo largo del tiempo ligadas a cambios en el estado del fenómeno a valorar, por ejemplo, cambios en la actividad de caminar durante la rehabilitación de una persona con ictus. La sensibilidad al cambio de un instrumento se evalúa habitualmente a partir de su relación con cambios en otras escalas. Se considera que la sensibilidad al cambio es pequeña si el estadístico correspondiente («Standarized effect sizes») es menor que 0,5, moderado entre 0,5 y 0,8 y grande si está por encima de 0,8.

El efecto techo y el efecto suelo están relacionados con la sensibilidad al cambio. El efecto techo de un instrumento hace referencia a que no sirve para detectar cambios cuando se alcanza determinado nivel funcional; el efecto suelo, a que el instrumento no sirve para detectar cambios hasta que la persona valorada no alcanza un mínimo de capacidad funcional. Ambos efectos se valoran teniendo en cuenta el porcentaje de pacientes que obtienen la máxima (efecto techo) o mínima puntuación (efecto suelo). Un instrumento se considera excelente cuando no presenta estos efectos, adecuado cuando el porcentaje de pacientes que obtienen la máxima o mínima puntuación es inferior o igual al 20 % y pobre si este porcentaje es superior al 20 %. En la valoración de personas con ictus, conviene seleccionar instrumentos sin efecto techo para valorar la marcha en los niveles funcionales más altos e instrumentos sin efecto suelo para los niveles funcionales más bajos.

### **Criterios adicionales para la selección de instrumentos de medida.**

Además de estos criterios se consideran dos cuestiones adicionales acerca de los instrumentos de medida [65]:

1. Que el instrumento se utilice en población comparable a la población objeto de estudio.
2. En qué momento se recomienda su uso.

A continuación se describen los instrumentos de valoración funcional de interés en la valoración de las personas con hemiplejía por ictus, como son las escalas o los test clínicos y las técnicas instrumentales.

### 1.3.3. Escalas clínicas y test clínicos en la valoración de personas con ictus

Existe multitud de escalas y test clínicos que han demostrado su utilidad en la valoración de personas con ictus con grados de fiabilidad y validez adecuados. Tomando las de uso más extendido en la valoración de personas con ictus según Salter et al. [65] observamos que existe gran diversidad entre ellos, en distintos aspectos:

- En el objeto de medida: algunas escalas se ocupan de la valoración de funciones corporales como el estado mental, el grado de fuerza muscular, la espasticidad o el equilibrio. Otras se ocupan de valoración de actividades como cambios posturales, transferencias o marcha y algunas valoran la participación, atendiendo al impacto que causa el ictus en su desarrollo como personas.
- En los aspectos que valoran: algunos se ocupan de un solo aspecto, mientras que otras agrupan diferentes tareas o funciones.
- En los resultados que proporcionan: algunos clasifican en diferentes niveles la función o actividad valorada, otras proporcionan un porcentaje asociado a un grado de funcionalidad o incluso riesgo.
- En el tiempo de administración entre unas y otras: bastan dos minutos para administrar algunos de ellos, mientras que otros requieren más de veinte minutos.
- En la capacitación técnica requerida por parte del personal que los administra: algunos requieren conocimientos de anatomía o formación en la aplicación de la propia escala o test, mientras que otros son autoexplicativos y pueden ser administrados por personal sin cualificación en estas materias.

La características comunes son que su aplicación se basa en criterios con un componente subjetivo importante, que la sensibilidad al cambio es limitada y tienen efecto techo; como contrapartida, no se requieren infraestructuras especiales para su uso y el coste se limita al tiempo empleado en su administración.

Teniendo en cuenta solamente las escalas clínicas o test que se ocupan de la valoración de la marcha en personas con ictus o las que la consideran como un ítem a valorar podemos encontrar diversos ejemplos [69]: «Functional Ambulation Classification», «Dynamic Gait Index», «Functional Gait Assesment», «Two minutes gait test», «Six minutes walk test», «Ten meters walk test»,

«Walking while talking», «Emory ambulation profile», «Ribermead Movility Index», «Timed up and go test», «Barthel Index» o «Balance Berg Scale» son algunos de ellos. Según Salter et al. [65] las cuatro últimas estarían entre los instrumentos de uso más frecuente en la valoración de las personas con ictus.

Recientemente se han desarrollado nuevas escalas de valoración de la actividad que complementan los instrumentos de medida de uso más extendido, como son las escalas del Hospital de Sagunto. Proporcionan información sobre actividades como la marcha, la bipedestación, el cambio postural o la sedestación. En cada una de estas escalas se valora una sola tarea y se clasifica el estado funcional de la persona valorada en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, comparables entre sí y equivalentes a los de otras escalas de uso extendido como el Test Muscular Manual [13]. Su administración es muy rápida y sencilla y aunque su desarrollo es reciente ya han demostrado su fiabilidad y la validez en la valoración de personas con ictus [70, 18, 71].

#### 1.3.4. Técnicas instrumentales de valoración de la marcha.

Para valorar la marcha de forma objetiva y cuantitativa existen técnicas instrumentales de valoración, basadas en criterios biomecánicos. La biomecánica es el conjunto de conocimientos interdisciplinares en el ámbito biomédico que surge a partir del uso de los conocimientos de las ciencias físicas y distintas tecnologías para el estudio del comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas a los que puede verse sometido. Las técnicas de valoración biomecánica son técnicas instrumentales de utilidad para la valoración funcional; de hecho, el estudio de la marcha humana es uno de los objetivos clásicos de la biomecánica. Los primeros estudios fueron realizados en el siglo XIX [72, 73], aunque los más extensos y estructurados sobre marcha humana, normal y patológica han sido realizados a lo largo del siglo XX [20, 74, 75, 26, 76]. La búsqueda de mejoras en los métodos de análisis de marcha con el objetivo de hacerlos aplicables en el ámbito clínico comenzó en la segunda mitad del siglo pasado [77], dando lugar a las técnicas instrumentales que se conocen y utilizan actualmente. El término análisis de marcha hace referencia a la medición instrumental de los patrones de movimiento que se producen al caminar y a la interpretación de los datos que produce [78] y según la CIF, hace referencia a la valoración de una actividad.

Las utilidades clínicas del análisis instrumental de la marcha son [79]:

1. Apoyo en el diagnóstico de patologías.

2. Determinar la severidad de una enfermedad o lesión.
3. Apoyo en la selección de diferentes opciones de tratamiento.
4. Predicción del resultado de una intervención.

Las técnicas instrumentales para la medida de funciones o estructuras corporales con influencia sobre la marcha, como las técnicas de imagen y los goniómetros o dinamómetros electrónicos, a pesar de su objetividad, tienen una utilidad limitada en la valoración funcional porque no siempre presentan una buena correlación entre sus resultados y el estado funcional del paciente.

Las técnicas instrumentales más comúnmente utilizadas para el análisis de marcha son las plataformas dinamométricas, plantillas instrumentadas, sistemas de fotogrametría y técnicas de análisis fisiológico, como la electromiografía dinámica y las técnicas de análisis de consumo metabólico [77, 80, 81]; aunque recientemente están incorporándose otras como los sensores inerciales. Estas técnicas presentan diferencias importantes que es necesario conocer y tener en cuenta para hacer una correcta selección, aplicación e interpretación de resultados.

Según la opinión de algunos expertos [77, 80, 81], la expresión “análisis de la marcha” debería reservarse para el uso de varias de estas técnicas en conjunto y ninguna debería utilizarse de forma aislada en el estudio de la marcha. Brand [79] establece que las medidas biomecánicas deben cumplir los siguientes criterios:

- Reproducibilidad.
- Debe haber estabilidad en la medida independientemente de estado de ánimo, motivación o dolor del evaluado.
- Precisión.
- Validez.
- Capacidad para distinguir entre normalidad y no normalidad.
- No debe alterar la función que está siendo valorada.
- Debe reportar sus resultados en una forma adaptada al ámbito clínico y comprensible para los clínicos.
- Debe resultar coste-efectiva.

- Debe valorar aspectos que no sería capaz de detectar un clínico experto.

A pesar de lo consolidado que están las utilidades clínicas de las técnicas instrumentales de análisis de marcha, existen ciertas limitaciones que dificultan su aplicación. Las más reseñables son la heterogeneidad en las propias técnicas, en los protocolos de valoración empleados, en las técnicas de análisis de datos utilizadas para la obtención de resultados y en los parámetros que son objeto de estudio. A modo de ejemplo, una de las conclusiones de Tyson [82] de su revisión sistemática y metaanálisis sobre el efecto de las ortesis de tobillo en la biomecánica de la marcha después del ictus, es que no hay suficientes datos biomecánicos en común entre los diferentes estudios analizados que permitan analizar el efecto de las ortesis. Los trabajos más recientes realizados para evaluar el efecto de diferentes tratamientos sobre personas con hemiplejia mediante análisis cinético no son una excepción, se ocupan tanto de parámetros extraídos de la componente vertical de las fuerzas de reacción [83], como de las potencias en las articulaciones [84].

A continuación se presentan las principales técnicas instrumentales para la valoración de la marcha.

### **Plataformas dinamométricas**

Son una técnica instrumental para el análisis cinético que proporciona información sobre las fuerzas de reacción y momentos de fuerzas durante el apoyo en las tres componentes del espacio: vertical, mediolateral y anteroposterior (figura 1.8). Las plataformas dinamométricas están constituidas por una superficie plana y sensores capaces de registrar el vector tridimensional de la fuerza de reacción que se ejerce sobre el suelo y el centro de presiones desde el que se aplica. Para valorar puede utilizarse una o varias plataformas y es necesario que estén encastradas en el suelo para que pasen desapercibidas para la persona valorada; se utiliza también una aplicación informática para el registro y análisis de los datos. Es habitual disponer, además, de algún sistema para el registro y control de la velocidad de marcha, dado que es necesario realizar las pruebas a velocidad controlada. El protocolo para la valoración de la marcha exige que la persona valorada camine por un pasillo instrumentado con una o varias plataformas dinamométricas y no requiere instrumentación adicional tal como se muestra en la figura 1.10.

Las plataformas dinamométricas constituyen una herramienta muy fiable y precisa para el estudio del movimiento humano y es la técnica instrumental cuyo uso es más generalizado en la valoración de la marcha. Una de sus aplicaciones más habituales es el análisis de la marcha humana patológica mediante

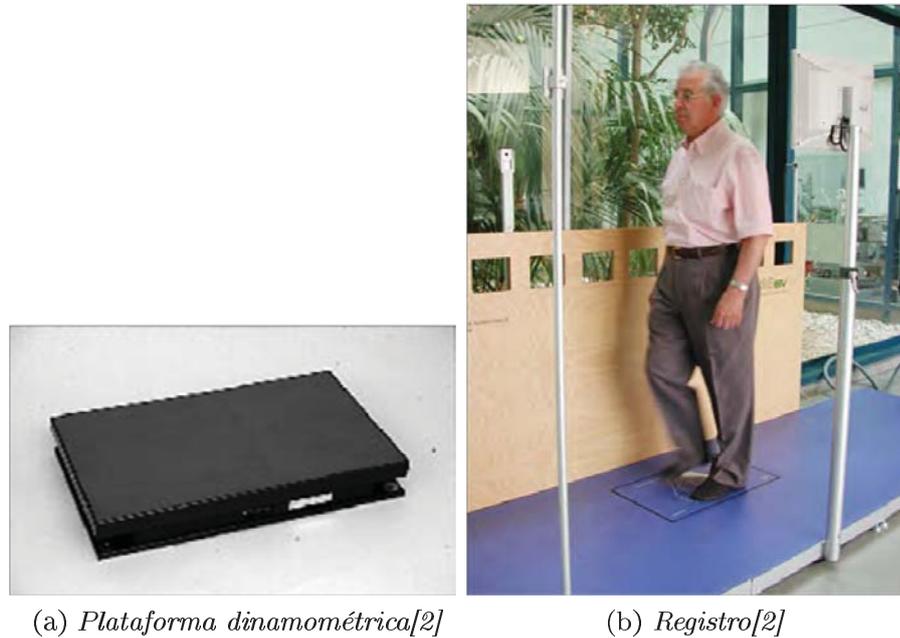


Figura 1.10: *Valoración de la marcha con plataforma dinamométrica.*

la comparación de las fuerzas durante el apoyo (denominadas habitualmente «curvas de fuerzas») con patrones de normalidad [85] y existe multitud de referencias de su aplicación en la valoración de la marcha de personas con hemiplejía [29, 52]. El método más común de análisis de la información procedente de las curvas se basa en la extracción de parámetros sobre los puntos más significativos [86, 87, 88]. Sin embargo, el inconveniente de este tipo de análisis es que en muchas ocasiones las curvas de personas con alteraciones en la marcha difieren significativamente de las curvas normales y los parámetros no son comparables a los de la población normal [88, 89] con lo que el método pierde validez y hay que recurrir a la inspección visual. Por este motivo se están aplicando nuevas estrategias de análisis de datos, como el ADF, que se basa en la utilización de la totalidad de las curvas en lugar de extraer parámetros, permite explicar de forma objetiva y cuantitativa la variabilidad en la morfología de las curvas y también comparar registros tomados a diferente velocidad o con diferente tiempo de apoyo [90]. Este tipo de análisis ha proporcionado buenos resultados en el análisis cinético de marcha a diferentes velocidades [51], en el análisis del patrón de apoyo durante la carrera [91] y buenas perspectivas aplicado a la valoración de las personas con ictus [92].

**Sistema de análisis cinético de la marcha NedAMH/IBV** Entre los diferentes equipamientos para el análisis cinético de la marcha, el sistema de análisis de la marcha humana NedAMH/IBV requiere una mención especial por su importante implantación en el ámbito clínico y su utilidad como herramienta de valoración en servicios de rehabilitación hospitalarios y en Valoración del Daño Corporal, VDC, [93, 94] en España. Consta de una plataforma dinamométrica para el registro de las fuerzas de reacción durante la pisada, dos barreras de fotocélulas para el registro de la velocidad y una aplicación informática para el registro y análisis de los datos y su comparación con patrones de normalidad. El protocolo de valoración está estandarizado, su realización consiste en el registro de un mínimo de tres pisadas de cada pie sobre la plataforma y tiene una duración aproximada de quince minutos.

Los resultados se presentan en el valor absoluto de los parámetros analizados, su porcentaje de normalidad (basado en la comparación del registro del paciente con su correspondiente patrón de normalidad de la base de datos del IBV procedente de la población española segmentada por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha) [95] y su regularidad. La repetibilidad del sistema es excelente para todos los parámetros excepto para la velocidad, cuyos valores se corresponden a una repetibilidad moderada [96]. Este resultado lo explica el hecho de que en el estudio realizado se solicitó a los participantes que caminasen a una velocidad confortable para ellos que pudo estar condicionada por otros factores. En cualquier caso, las diferencias en velocidad no fueron suficientes para variar el resultado de la valoración y se considera un sistema muy fiable.

Los principales centros usuarios de estas técnicas son centros de evaluación de la discapacidad, mutuas de accidentes laborales, servicios de rehabilitación, traumatología, atención al daño cerebral y otorrinolaringología hospitalarios, clínicas privadas y centros de formación universitaria [94]. Algunos ejemplos de su aplicación en estudios clínicos son la valoración tras cirugía de rodilla [97], la valoración de pacientes con osteoartritis de miembro inferior [95, 98], la valoración de secuelas de lesiones de antepié [99], el control evolutivo en fracturas de calcáneo [100, 101], gonartrosis [102, 103, 104, 105] o lesiones en el tendón de aquiles [106, 70], entre otras.

Los principales inconvenientes para su uso en la valoración de personas con ictus son su efecto suelo y que está basado en análisis paramétrico. El protocolo de valoración exige caminar sin ayudas sobre la plataforma dinamométrica y una longitud de paso suficiente para apoyar un solo pie sobre la plataforma dinamométrica; además la extracción de parámetros en curvas de marcha

que difieren significativamente del patrón normal, como en muchas personas con ictus al principio de su recuperación, no proporciona resultados del todo válidos. Pese a ello, se ha utilizado para evaluar el efecto de la rehabilitación con robots en personas con hemiplejia [107], aunque restringiendo su uso a las personas con mejor estado funcional: marcha independiente y valoración del equilibrio de más de cuarenta puntos en la Escala de Equilibrio de Berg.

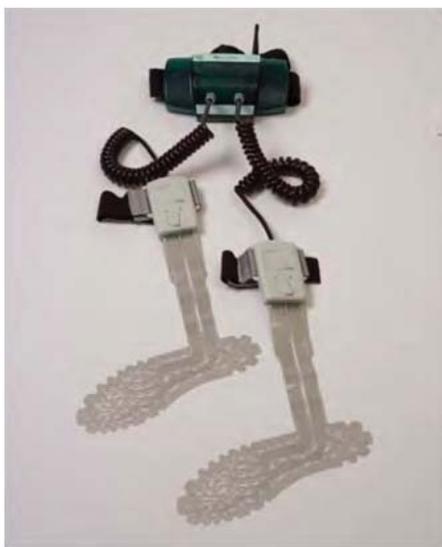
### **Plantillas instrumentadas o plataformas de presiones**

Ambas son técnicas para el análisis cinético que proporcionan información sobre las presiones entre la planta del pie y la superficie de apoyo. Mientras que las plataformas de presiones permiten registrar la distribución de presiones con el pie descalzo, las plantillas instrumentadas se utilizan con el pie calzado, ya que se introducen dentro del calzado para su valoración. Tanto las plataformas como las plantillas están instrumentadas con sensores de presión que pueden tener diferentes propiedades y que en función de su tipología permiten realizar registros estáticos o dinámicos. Para realizar una valoración de la marcha es necesario disponer de una plataforma de presiones o de unas plantillas instrumentadas y de una aplicación informática para el registro y análisis de los datos.

El protocolo para la valoración exige que la persona valorada camine sobre la plataforma o sobre las plantillas instrumentadas. En este caso, se aloja una plantilla instrumentada de su talla en el interior del calzado y se conectan los elementos transmisores de la señal (figura 1.11). Resultan de utilidad en la prescripción y diseño de ortesis plantares y como técnica complementaria de estudio del apoyo del pie. Se han utilizado en el estudio de la marcha de personas con hemiplejia para valorar el efecto de la infiltración con toxina botulínica [108] o caracterizar diferencias con respecto a marcha normal [109, 30].

### **Sistemas de fotogrametría**

La fotogrametría es una técnica para el análisis cinemático que permite conocer la posición espacial de las articulaciones, las velocidades, aceleraciones lineares y angulares de cualquier punto de interés del modelo para cada instante de tiempo de la valoración. Se basa en la obtención de dos o más imágenes planas simultáneas de una persona u objeto, a partir de las cuales se extrae información tridimensional. Los elementos que componen el sistema son cámaras de vídeo y una aplicación informática para el registro y análisis de resultados. El protocolo de valoración exige que se instrumente la perso-

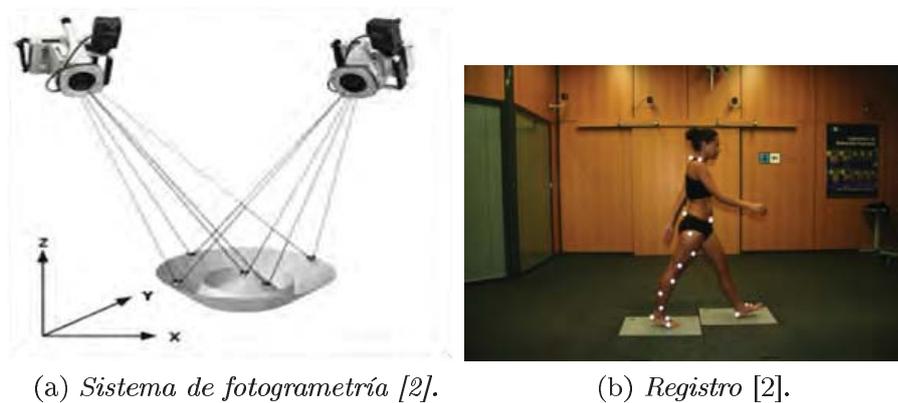


(a) Equipo [2].



(b) Registro [2].

Figura 1.11: Valoración de la marcha con plantillas instrumentadas.

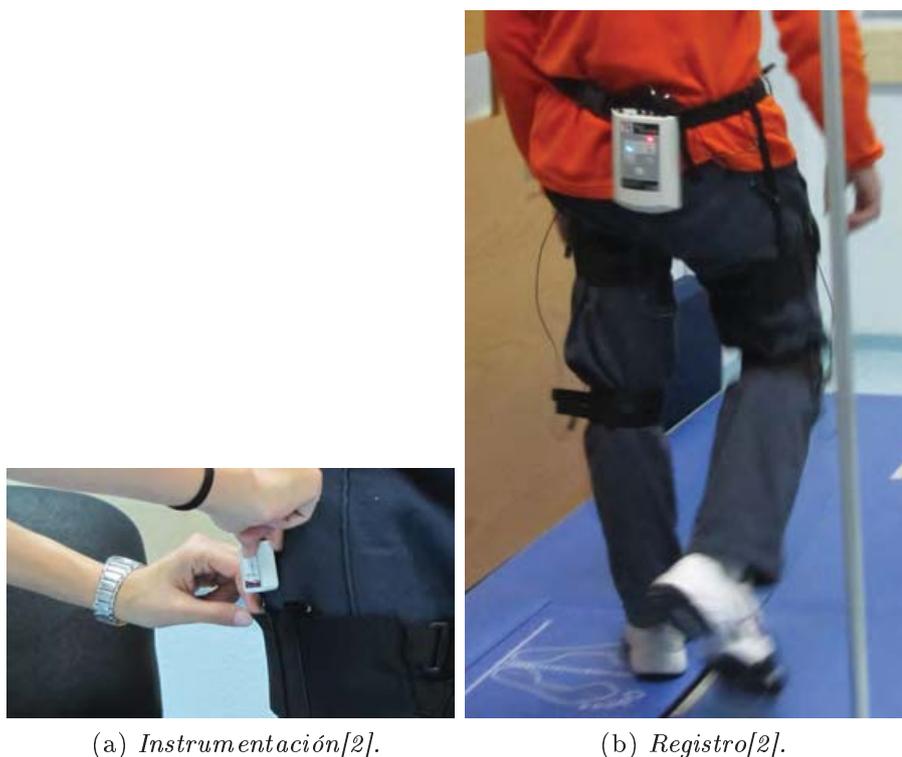
(a) *Sistema de fotogrametría [2].*(b) *Registro [2].*Figura 1.12: *Valoración de la marcha con sistema de fotogrametría 3D.*

na valorada con marcadores reflectantes sobre la piel en diferentes referencias anatómicas según el modelo biomecánico utilizado y que camine por un espacio previamente calibrado para la valoración.

Su aplicación más usual es el análisis de la marcha humana y el análisis del gesto deportivo. Es una técnica muy fiable y su potencial en la valoración funcional de discapacidades motoras y de las ayudas técnicas asociadas es incuestionable, pero sus principales inconvenientes son que el equipamiento es muy costoso, que el protocolo de valoración exige la instrumentación de la persona valorada, que requiere más tiempo que otras pruebas como las de análisis cinético y la enorme heterogeneidad de modelos biomecánicos existentes para el análisis de marcha. Además, esta técnica es sensible a la presencia de artefactos, que son aspectos inherentes a la valoración que pueden producir errores en las medidas, como por ejemplo el movimiento de un marcador reflectante situado sobre una zona grasa debido a los movimientos de la piel.

### Sensores inerciales

Es una técnica para el análisis cinemático que proporciona información sobre el movimiento, registrando posiciones articulares, velocidades y aceleraciones. Se basa en el registro de la señal de los sensores inerciales y los elementos que componen el sistema son los propios sensores y una aplicación informática para el registro y análisis de resultados. El protocolo de valoración exige que se instrumente la persona valorada con los sensores, según el modelo biomecánico utilizado y que camine (figura 1.13), no requiere calibración del espacio. Es una técnica menos fiable que la fotogrametría, pero como ventajas

(a) *Instrumentación*[2].(b) *Registro*[2].Figura 1.13: *Valoración de la marcha con sensores inerciales.*

requiere un equipamiento menos costoso. También es sensible a la presencia de artefactos.

### **Electromiografía de superficie**

Es una técnica para el análisis fisiológico que proporciona información sobre los patrones de activación muscular, registrando la actividad eléctrica secundaria a la activación de las unidades motoras de los músculos. Los equipos de electromiografía de superficie, EMG, constan de los sensores y de una aplicación informática para el registro y análisis de resultado. La señal se capta sujetando electrodos sobre el músculo a valorar, en la superficie de la piel (figura 1.14), y permite captar el registro en movimiento. El protocolo de valoración habitual exige la preparación de la piel en la que se situarán los electrodos, rasurando la zona y limpiando con alcohol.

Permite obtener patrones de activación muscular durante la marcha, pero es una técnica menos fiable que las anteriores, la instrumentación resulta molesta,

(a) *EMG de superficie [2].*(b) *Analizador de gases [112].*Figura 1.14: *Valoración de marcha con técnicas de análisis fisiológico.*

solo puede utilizarse en músculos superficiales, es sensible a artefactos y existe gran variabilidad entre personas [110, 111].

### **Técnicas de análisis del consumo metabólico**

Es una técnica para el análisis fisiológico que proporciona información global acerca de la efectividad del movimiento o actividad realizada a partir del análisis del consumo de gases durante la respiración. Los equipos de análisis de gases constan de un sistema que analiza el aire espirado y de una aplicación informática para el registro y análisis de resultados. El aire se introduce en el sistema a través de una mascarilla sujeta a las vías respiratorias de la persona a valorar y el protocolo de valoración exige que la persona camine utilizando la mascarilla y portando los elementos de amplificación propios del sistema (figura 1.14). La medición del gasto metabólico se realiza a partir de la medición del aire y dióxido de carbono en situación basal y tras algunos minutos de actividad física, cuando los parámetros fisiológicos se han estabilizado. En muchos casos se acompaña de un medidor de frecuencia cardiaca. Permite obtener información sobre el gasto energético durante la marcha, pero la instrumentación es muy incómoda y existe gran heterogeneidad en cuanto a instrumentación y técnicas utilizadas en la valoración de personas con alteraciones neurológicas [113].

### **1.3.5. Relación entre escalas clínicas y técnicas instrumentales de análisis de marcha**

Es habitual que los trabajos que evalúan una intervención médica presenten sus resultados utilizando simultáneamente escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de marcha, como ocurre en la mayor parte de los citados en el apartado anterior. En algunos casos, se ha estudiado la relación entre los resultados obtenidos mediante escalas clínicas y valoración biomecánica [114, 95, 98], resultando las variables biomecánicas más sensibles para cuantificar el estado funcional del paciente. En relación a este tema, se ha afirmado que las técnicas instrumentales tienen un gran efecto suelo, pero carecen de efecto techo, tienen gran precisión en la medida y gran sensibilidad en los niveles funcionales más altos, especialmente cuando los medios exploratorios clínicos habituales son incapaces de apreciar diferencias y se puede catalogar la función de normalidad, aunque como contrapartida tienen un coste importante en tiempo y equipamiento y no todas están perfectamente adaptadas a su uso en el ámbito clínico [115]. En el caso concreto de estudios cuyos participantes son personas con hemiplejia, la relación entre escalas y variables biomecánicas procedentes del análisis de marcha no ha sido el objeto principal de estudio hasta el momento. Sí que existen trabajos en los que se evalúa una intervención mediante el uso de escalas clínicas y análisis cinético de marcha [116, 117], pero no se relacionan ambos resultados y, además, la heterogeneidad entre las escalas y variables biomecánicas utilizadas dificulta la obtención de conclusiones comunes a este respecto.

## **1.4. Aspectos médico-legales en la valoración de la marcha de las personas con hemiplejia**

La valoración de la marcha de las personas con hemiplejia es objeto de interés para los profesionales de la rehabilitación, pero su repercusión a nivel médico-legal la hace interesante también en otro campo de conocimientos médicos, como es la Valoración del Daño Corporal (VDC).

### **1.4.1. Valoración del daño corporal**

La VDC es la actuación médica pericial dirigida a conocer con la máxima exactitud y objetividad las consecuencias que un suceso traumático determinado ha tenido sobre la integridad psicofísica y la salud de una persona. También está dirigida a obtener una evaluación final que permita al juzgador establecer

las consecuencias exactas del mismo: penales, laborales, económicas, familiares, morales, etc. Desde el punto de vista jurídico, se entiende por daño el menoscabo que, a consecuencia de un evento determinado, sufre una persona en sus bienes vitales naturales, en su propiedad o en su patrimonio y del cual haya de responder otra persona. La reparación del daño personal significa el resarcimiento íntegro de todos los daños y perjuicios sufridos [118].

La definición médico-legal de lesión hace referencia a la alteración física o psíquica causada por agentes mecánicos, físicos, químicos o biológicos, derivados de una acción exógena de carácter doloso o no. El concepto médico-legal de daño también puede asimilarse al de disfuncionalidad o funcionalidad alterada [118]. La existencia de una lesión corporal da origen a la responsabilidad de la que nace la obligación de reparar el daño producido, lo que se hace para compensar el perjuicio físico y económico derivado de la lesión, existiendo la necesidad de evaluar dicho daño corporal para que un Tribunal pueda establecer la cuantía de la compensación. Este es un principio común a las legislaciones modernas: si el dañador ha causado un menoscabo en la esfera jurídica de una persona, es lógico que la reparación debida consista en reintegrar esa esfera lesionada a su estado anterior a la producción del daño o, si esto no es posible, compensarlo adecuadamente [119]. Así, la valoración legal de los daños a la persona exige conocer con precisión la entidad del daño existente en cada caso, independientemente del área del Derecho a que corresponda (civil, penal o social), de si se trata de una valoración extrajudicial (administrativa, del Instituto Nacional de la Seguridad Social, INSS, de los servicios sociales, del ámbito militar o del ámbito privado, como son las pólizas de seguros) o de la finalidad concreta que persiga la valoración. Sin embargo, en muchas ocasiones resulta difícil para el evaluador llevar a cabo esa cuantificación precisa del daño. Entre las principales dificultades cabría reseñar:

- La dificultad de la valoración de alguno de los elementos constitutivos del daño, como son el dolor, los daños morales, el perjuicio estético, la pérdida de bienestar, el perjuicio de longevidad o la necesidad de asistencia, entre otros.
- La subjetividad de la valoración por parte del evaluador y, sobre todo, por parte del propio evaluado en los casos en los que no existen herramientas objetivas de valoración. Existen factores psicosociales que pueden afectar a la valoración de una función corporal, como la posibilidad de obtener una ganancia o pérdida secundaria, el estado emocional, las psicopatologías, la somatización y la magnificación de síntomas, el nivel de comprensión mental del paciente y otros efectos iatrogénicos [120]

- Las situaciones de simulación y disimulación.

### 1.4.2. La simulación en la valoración médico-legal

El concepto de simulación médico-legal comprende toda suerte de fraudes clínicos motivados por la intención de alcanzar alguna finalidad beneficiosa para el simulador, que no puede conseguirse de otra manera que a expensas del engaño [121]. Dentro del campo de la valoración médico-legal, la simulación, constituye un capítulo de enorme interés que se presenta con relativa frecuencia en la práctica clínica y constituye un grave problema judicial, con elevadas repercusiones económicas y sociales. Los rasgos que la definen son:

1. Voluntariedad consciente del fraude.
2. Imitación de trastornos patológicos o de sus síntomas.
3. Finalidad utilitaria: beneficio o provecho inmediatos para el simulador.

Atendiendo la naturaleza del fraude clínico puede distinguirse las siguientes variedades de enfermedades simuladas:

- Enfermedad **provocada**, cuando el individuo se produce artificialmente lesiones o síntomas.
- Enfermedad **alegada**, cuando hay una alegación de los síntomas sin que haya manifestaciones objetivas de ellos.
- Enfermedad **imitada**, cuando el sujeto reproduce los caracteres externos de la enfermedad o sus síntomas
- Enfermedad **exagerada**, cuando partiendo de la existencia real de síntomas morbosos, se exageran estos para dar mayor relieve a la enfermedad o al sufrimiento que esta causa y conseguir mayores provechos.
- Enfermedad **imputada**, cuando hay una enfermedad real pero se falsea su origen.
- Enfermedad **disimulada**, cuando hay una conducta contraria a la simulación, en la que el enfermo oculta la afección patológica que de verdad padece.

Las repercusiones jurídicas de la simulación abarcan los distintos campos del Derecho. Uno de los motivos para la simulación que se da con mayor frecuencia en el campo Penal es evitar la realización de un servicio público de inexcusable

cumplimiento, como acudir a una citación de la Justicia o Administración. En materia Civil algunos de los motivos más frecuentes son la reclamación de indemnizaciones, la explotación de la caridad pública, la obtención de beneficios oficiales como la deducción del impuesto sobre la renta de las personas físicas en el caso de minusvalía o, en el caso de la disimulación, la reducción de primas en la contratación de seguros de vida o seguros médicos. En el campo del Derecho Laboral la simulación por parte del trabajador está motivada por la posibilidad de conseguir un reposo remunerado, en el caso de incapacidad temporal, o una indemnización en los casos de incapacidad permanente y para que se reconozca una lesión como accidente de trabajo o enfermedad profesional [122].

La simulación, en todas sus formas, exige un diagnóstico. Existen algunas estrategias de valoración que son de utilidad en el diagnóstico de la simulación, pero hay que tener en cuenta que deben considerarse en el contexto de una anamnesis y exploración del paciente detalladas. Además, el diagnóstico de la simulación requiere el perfecto conocimiento del cuadro clínico del proceso que presenta el paciente y de las formas simuladas [123]. Algunas de estas estrategias son [124]:

- Las pruebas de sinceridad y de sorpresa, que consisten en distraer la atención del paciente mientras se le explora o en realizar una prueba en la que el paciente no es consciente de qué aspecto está siendo evaluado, con el fin de obtener una medida de su estado funcional real.
- El estudio de reproducibilidad de las medidas objetivas, ya que se considera indicador de esfuerzo óptimo. Para ello existen normas o recomendaciones en manuales de valoración, como las existentes en la Guía para la Evaluación de las Deficiencias Permanentes [125] sobre la validez de las medidas registradas si se cumplen determinados criterios de repetitividad. Estas recomendaciones son tomadas como base en las valoraciones que se realizan hoy en día en nuestro país para la determinación del reconocimiento del grado de minusvalía por los equipos de valoración de las diferentes Autonomías [126].
- El estudio de la consistencia y coherencia de los resultados obtenidos entre las diversas valoraciones llevadas a cabo sobre un mismo paciente.

Recientemente se ha desarrollado una nueva estrategia propiciada por la aplicación de las técnicas de valoración biomecánica a la VDC: la comparación con patrones de simulación. Se basa en la comparación de la estrategia de movimiento de la persona estudiada con patrones típicos del cuadro clínico que

presenta y de las formas simuladas mediante técnicas estadísticas de análisis de datos que proporcionan una fiabilidad muy elevada [127].

La VDC en las personas con hemiplejia y el desarrollo de metodologías objetivas para su valoración es relevante por el hecho de que la función médico-legal puede ser impuesta obligatoriamente a todo médico en ejercicio de su profesión por ministerio de la ley. En concreto, la hemiplejia con antecedente de ictus o no, tiene interés para los diferentes campos del Derecho. Desde el punto de vista del Derecho Penal hay que considerar los casos en los que el origen del daño es un traumatismo, agresión o negligencia médica; desde el Derecho Civil, los casos en los que el origen es un accidente, de tráfico o de otra índole; desde el Derecho Social los que suponen una incapacidad como consecuencia de un accidente de trabajo o de una enfermedad profesional y en el campo de los procedimientos contencioso-administrativos aquellos casos en los que el paciente reclama un daño a la administración por no proporcionar los medios necesarios para su correcta atención. En relación a los comportamientos de simulación, aunque parece poco probable que se dé en personas con ictus, el valorador debe tenerlos en cuenta. Dada la posibilidad de beneficio para el simulador, resulta razonable pensar que las variedades que pueden darse son tanto la enfermedad exagerada como la enfermedad disimulada.

### **1.4.3. El análisis de la marcha en la valoración del daño corporal**

Como se ha expuesto anteriormente, una de las utilidades del análisis de la marcha es determinar de forma objetiva y cuantitativa la severidad de una lesión y por eso se utiliza en la VDC. Está reconocido junto con otras pruebas de valoración biomecánica por los Equipos de Valoración de Incapacidades (EVI) del INSS [128] y el «Institut Català d'Avaluacions Mèdiques (ICAM)» [129] y respaldado, junto con otras pruebas de valoración biomecánica, por parte de la Sociedad Española de Valoración del Daño Corporal [130], por profesionales de la abogacía y la magistratura [131, 132]. La mayor parte de las pruebas realizadas en España se realizan con el sistema NedAMH/IBV dada su importante implantación en Mutuas de Accidentes del Trabajo y Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social, MATEPSS y clínicas de valoración [133, 134, 135, 136, 131, 100, 94]. Se estima que el número de pruebas realizadas para VDC es de más de tres mil anuales, siendo la tendencia al aumento. El IBV, que es el centro tecnológico que ha desarrollado este sistema y otros para la valoración funcional, cuenta con el reconocimiento y la colaboración

de entidades relevantes en la VDC como el INSS [137, 138] o el Instituto de Medicina Legal de Valencia, [139].

Además de la valoración objetiva y cuantitativa de la función que proporciona el sistema, se utiliza como prueba médica complementaria en la detección de comportamientos de simulación porque permite aplicar las siguientes estrategias [127, 140]:

1. Permite valorar de forma objetiva la falta de coherencia entre diferentes informaciones de un mismo paciente. Pueden compararse diferentes parámetros de una misma valoración, los resultados de la valoración con el resto de informaciones clínicas o resultados de diferentes valoraciones biomecánicas identificando datos fisiológicamente inconsistentes.
2. Se trata de una prueba de sorpresa en la cuál el evaluado no es habitualmente consciente de qué aspectos de la prueba están siendo valorados y, además, el protocolo de valoración permite realizar un registro manteniendo deliberadamente ocupada la atención de la persona valorada mientras camina para obtener un registro lo más natural posible.
3. Permite estudiar la reproducibilidad de medidas objetivas intra o intersecciones en comparación con una base de datos de normalidad de población española que abarca personas de ambos sexos en un rango de edad entre seis y ochenta años.

A modo de ejemplo de aplicación, se presenta el extracto de una sentencia del Juzgado de lo Social nº 4 de Gijón cuyo fallo fue favorable al INSS, la MATEPSS y la empresa de la demandante, en la que se hace referencia a la valoración cinética de la marcha mediante este sistema [141]:

“ *HECHOS PROBADOS [...] Por otra parte, tanto el perito de la Mutua como el facultativo del EVI y el especialista que realizó a la actora el estudio biomecánico, destacan el marcado componente funcional en la exploración y la imposibilidad de dotar de validez a los resultados del citado estudio por la falta de colaboración de aquella con la conducta voluntariamente exagerada en la ejecución de la prueba [...]*”.

Sin embargo, hay que tener en cuenta que el sistema calcula la repetibilidad a partir de la extracción de parámetros y presenta limitaciones en los casos en los que el patrón de marcha difiere significativamente del normal, por lo cual resulta interesante abordar nuevas estrategias de análisis de datos para el cálculo de la repetibilidad [142].

## 1.5. Problema a resolver

La recuperación de la marcha es el aspecto más valorado por los pacientes [18] y el principal objetivo de la rehabilitación tras el ictus. En los últimos años han habido importantes avances en la recopilación y publicación de evidencias científicas sobre la efectividad de su tratamiento de rehabilitación [143, 144]; sin embargo, no existe consenso en cuanto al uso de instrumentos de valoración y los resultados de estos estudios presentan una gran variabilidad entre ellos [7, 145, 146, 143, 147, 82]. Algunos autores apuntan que la falta de consenso en la selección de los métodos de valoración funcional limita la transferencia de estos conocimientos a la práctica clínica [65] y que las diferencias de sensibilidad entre los métodos de medida utilizados podría ser la causa de la enorme variabilidad de resultados [148]. El avance de cualquier área de conocimientos pasa por la medición de los fenómenos de los que se ocupa, la definición del objeto de medida y la de sus instrumentos. La SERMEF propone el desarrollo de un método de evaluación adecuado para uso clínico, basado en el marco general que ofrece la CIF para evaluar los resultados de un programa de rehabilitación sobre el paciente con ictus [6]. La VDC requiere instrumentos de valoración objetivos en los que basar sus decisiones por las importantes repercusiones económicas y sociales que suponen. El Plan de atención al Ictus en la Comunitat Valenciana para 2011-2015 propone como objetivo específico promover proyectos y líneas de investigación interdisciplinarias en ictus y como línea de actuación, la investigación de la eficiencia de las intervenciones terapéuticas rehabilitadoras [4].

Como ya se ha explicado, las escalas clínicas de valoración, han demostrado su fiabilidad y validez en la valoración de la marcha y el equilibrio de personas con hemiplejia; sin embargo, su aplicación presenta cierta subjetividad, tiene limitada sensibilidad al cambio y presentan efecto techo que limitan su utilidad, sobre todo en las últimas fases de la recuperación del paciente [18]. Las técnicas instrumentales de análisis de marcha carecen de efecto techo, tienen gran precisión en la medida y gran sensibilidad en los niveles funcionales más altos, especialmente cuando los medios exploratorios clínicos habituales son incapaces de apreciar diferencias y la función se acerca a la normalidad. Sin embargo, presentan como inconvenientes su efecto suelo, ya que no pueden aplicarse hasta que el paciente no es capaz de caminar, el coste del equipamiento y los recursos necesarios para su aplicación [115].

El análisis cinético de la marcha es útil para entender e interpretar las características de la marcha de las personas con hemiplejia [29], tiene como ventajas que no requiere la instrumentación de la persona valorada, el protocolo

de valoración es sencillo y permite la comparación con patrones de normalidad. Sin embargo, presenta tres limitaciones importantes en la valoración de la marcha de las personas con ictus:

1. Las curvas de fuerzas en las fases incipientes de su recuperación difieren claramente de las normales. Presentan morfologías más parecidas a los tipos senoidal y triangular según la Clasificación de Jacobs et al. [1] (figura 1.9 en la página 22) que a una curva normal (figura 1.8 en la página 19 ) con lo cual es difícil extraer parámetros comparables a los de la población sin alteraciones [88, 89].
2. En general, existe una gran variabilidad en la morfología de las curvas [52] y en los patrones de apoyo, que no se ajustan a unas características concretas.
3. La mayor parte de los protocolos de valoración exigen el apoyo completo de un solo pie encima de la plataforma. Así que la reducción de la velocidad de marcha y disminución de la longitud de paso características de la marcha de las personas con ictus producen que las plataformas dinamométricas de dimensiones estándar registren más de un paso con un solo pie, lo que aumenta el efecto suelo de esta técnica de valoración.

Estas limitaciones justifican la importancia de aplicar estrategias de análisis de datos alternativas al análisis paramétrico que traten la globalidad de las curvas, no puntos concretos, y sean capaces de explicar la variabilidad, como el ADF. Además, en relación a la VDC en personas con hemiplejía convendría explorar nuevas estrategias para el análisis de la regularidad en la marcha.

Así, todos estos argumentos invitan a abordar el desarrollo de una metodología de valoración de la marcha de las personas con ictus que atienda los siguientes requisitos:

- Debe resultar adecuado para el uso clínico en un servicio de rehabilitación hospitalario y para la VDC.
- Debe aprovechar de forma conjunta las virtudes de escalas clínicas y técnicas instrumentales.
- Debe salvar las limitaciones actuales del análisis de datos procedentes del análisis cinético en la valoración de personas con ictus y en relación a la VDC de personas con hemiplejía.

- Debe optimizar al máximo los recursos destinados a la valoración permitiendo disociar diferentes pisadas sobre la plataforma, para poder valorar las personas con velocidad de marcha lenta y reducida longitud de paso.



## Capítulo 2

# Objetivos y plan de trabajo



## 2.1. Objetivos

El objetivo principal de esta tesis es el **desarrollo de una metodología para la valoración objetiva de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejía tras un ictus basada en el uso combinado de escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha** adecuado a las necesidades de un servicio de rehabilitación hospitalario y de la valoración médico-legal. Para la consecución de este objetivo principal se han definido los siguientes objetivos secundarios:

- S1** Descripción de patrones de referencia para el control evolutivo de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejía tras un ictus, basados en escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha.
- S2** Aplicación de nuevas estrategias de análisis de datos alternativas al análisis paramétrico de las curvas de fuerzas del análisis cinético de marcha para obtener las variables de estudio.
- S3** Estudio de la relación entre las escalas clínicas y las variables del análisis cinético de la marcha para la obtención de indicadores de recuperación.
- S4** Descripción de las necesidades de usuarios potenciales de dicha metodología de valoración de los ámbitos de la Medicina Física y Rehabilitación y la Medicina Legal.

## 2.2. Plan de trabajo

Para la consecución de estos objetivos se siguió el siguiente plan de trabajo, realizado entre febrero de 2011 y febrero de 2014:

- Revisión de fuentes documentales, definición de objetivos y puesta a punto de protocolo de estudio, febrero a mayo de 2011.
- Recopilación de necesidades de los usuarios potenciales, abril de 2011 a febrero de 2012.
- Reclutamiento de la muestra de estudio y recogida de datos, junio 2011 a julio de 2012.
- Extracción de parámetros de estudio, tratamiento estadístico y obtención de resultados, septiembre de 2012 a octubre de 2013.

- Actualización de revisión documental, discusión de resultados y elaboración de conclusiones, octubre de 2013 a febrero de 2014.

## Capítulo 3

# Material y método



## 3.1. Recopilación de datos clínicos

Para la consecución de los objetivos S1, S2 y S3: «*Descripción de patrones de referencia para el control evolutivo de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejía tras un ictus, basados en escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha*», «*Aplicación de nuevas estrategias de análisis de datos alternativas al análisis paramétrico de las curvas de fuerzas del análisis cinético de marcha para obtener las variables de estudio*» y «*Estudio de la relación entre las escalas clínicas y las variables del análisis cinético de la marcha para la obtención de indicadores de recuperación*», se realizó un estudio descriptivo en el que se recopilaban una serie de datos clínicos y biomecánicos, mediante el seguimiento de una cohorte de forma prospectiva durante seis meses. El diseño de experiencias y medios técnicos utilizados se describen a continuación.

### 3.1.1. Muestra de estudio

La muestra la integraron cuarenta personas con hemiplejía por antecedente de ictus procedentes del Servicio de Rehabilitación del Hospital La Fe, seguidas durante seis meses desde el ictus. La inclusión de los participantes en el estudio se llevó a cabo mediante muestreo no probabilístico de casos consecutivos. Todas las personas que fueron ingresadas desde mayo de 2011 en el Servicio de Rehabilitación del Hospital Politécnico y Universitario La Fe de Valencia, cumplían todos los criterios de inclusión y ninguno de exclusión fueron invitados a participar en el estudio. Se estableció este tamaño muestral con el objetivo de obtener una muestra mínima de treinta participantes al final del estudio, asumiendo un porcentaje de pérdidas cercano al 25 % durante todo el periodo de seguimiento. Todos los participantes en el estudio leyeron una hoja informativa y firmaron un consentimiento informado de acuerdo con las consideraciones del Comité Ético de Investigación Biomédica del de Bioética de Hospital Politécnico y Universitario La Fe (Apéndice documental B en la página 159).

Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

- Primer episodio de ictus con hemiplejía secundaria.
- Candidato a iniciar un programa de rehabilitación.
- Disponibilidad para continuar un seguimiento mínimo de seis meses en el estudio.

- Capacidad para comprender y obedecer órdenes sencillas.
- Capacidad para colaborar en un tratamiento de fisioterapia.
- Evidencia de puntuación  $\geq 3$  en la Escala FACHS antes del ictus; es decir, personas que antes del ACV eran capaces de caminar por el barrio o alrededor de la casa.
- Estabilidad hemodinámica en los primeros siete días tras el ictus.

Se consideraron criterios de exclusión para participar en el estudio los siguientes:

- Pronóstico vital malo.
- Alteración severa de la sensibilidad.
- Afectación motora difusa en miembros inferiores (sin posibilidad de determinar lado hemipléjico).
- Posibilidad de ganancia secundaria para el paciente por someterse a las valoraciones que exigía este estudio.

Adicionalmente, las personas que durante el periodo de medidas necesitaron tratamiento con toxina botulínica o tuvieron alteraciones de la marcha no atribuibles al ictus se eliminarían del estudio, aunque inicialmente hubiesen cumplido los criterios. Diez de los cuarenta participantes en el estudio se perdieron a lo largo del estudio. Tres de ellos porque no alcanzaron la marcha, tres por alteraciones en el miembro inferior no atribuibles al ictus, dos por sufrir un segundo ictus y dos por imposibilidad de continuar en el estudio tras el alta. Finalmente, la muestra fue de treinta personas.

### **3.1.2. Protocolo de valoración**

El protocolo de valoración comprendió la recogida de datos sobre la muestra de participantes, la administración de una serie de escalas clínicas y la realización de valoraciones biomecánicas. Este protocolo fue llevado a cabo en el Servicio de Rehabilitación de La Fe por un equipo de valoradores integrado por médicos y fisioterapeutas. Para garantizar el cumplimiento del protocolo, los evaluadores fueron adiestrados para la toma de registros y realizaron la formación correspondiente al aprendizaje del manejo del sistema de valoración biomecánica utilizado.

Los datos registrados fueron la edad, sexo, peso, altura, origen del ictus (antecedente hemorrágico o isquémico), fecha del ictus, días transcurridos desde el ictus hasta el inicio de la rehabilitación y hasta el alta hospitalaria, tratamiento farmacológico y rehabilitador recibido, uso de ortesis antiequino y si requirió tratamiento con toxina botulínica a lo largo del estudio (criterio de exclusión por el que sería descartado a continuación).

En la selección de las escalas se tuvo en cuenta su potencial contribución a la consecución del objetivo principal del estudio, su fiabilidad y validez en la valoración de personas con ictus, que estuviesen adaptadas al contexto clínico en que se iban a realizar las medidas y la rapidez y sencillez de su administración. Se describen a continuación, según se ocupan de la valoración de una función corporal o actividad, aplicando los criterios de Clasificación de la CIF [63]. Las escalas se presentan en el apéndice documental C en la página 163.

### Escalas de valoración de funciones corporales

- **Escala Neurológica Canadiense (Canadian Neurological Scale, CNS)**

Mide el estado mental y las funciones motoras para la valoración retrospectiva de la recuperación inicial del ictus. Incluye diferentes categorías como el nivel de consciencia, orientación, lenguaje y fuerza muscular en cara, miembro superior e inferior. Permite obtener una puntuación máxima de diez, correspondiente a una situación de normalidad, y mínima de 1,5, correspondiente a la máxima incapacidad neurológica. CNS presenta una buena repetibilidad, está validada para pacientes con ictus y tiene una elevada correlación con la Escala de Glasgow [149, 150] y su uso está muy difundido.

- **Escala de Asworth Modificada (Modified Asworth Scale, MAS)**

Valora de forma cualitativa el aumento de tono muscular o espasticidad percibidos por el examinador en el rango de movimiento de una articulación, clasificándolo en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde cero que corresponde a un tono normal, hasta cuatro, que se corresponde con rigidez total. Tiene algunas limitaciones por la ambigüedad de su vocabulario y la subjetividad inherente a la administración de la escala por parte del evaluador, pero se incluyó porque su uso está muy extendido y es aceptado por clínicos e investigadores [65, 151, 152]. Se valoró el tono en la flexión plantar de tobillo, en la flexión de rodilla y en la extensión de cadera (con la rodilla en flexión). Su aplicación requiere menos de cinco minutos.

- **Test Muscular Manual (Múscular Manual Test, MMT)**

Valora de forma cualitativa la fuerza de un grupo muscular clasificándolo en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde «nivel 0», cuando no se detecta contracción activa, hasta «nivel 5», cuando la fuerza es normal y vence repetidamente una resistencia ejercida por el examinador [13]. MMT está validado para valorar fuerza en lesiones del sistema nervioso periférico, pero se eligió porque su uso está extendido en la práctica clínica para la valoración de personas con ictus. Se valoró la fuerza muscular en el tibial anterior, valorando el movimiento de flexión dorsal de tobillo, en cuádriceps, valorando la extensión de rodilla y en psoas ilíaco valorando la flexión de cadera con la rodilla en flexión. Su aplicación requiere menos de cinco minutos.

- **Escala Visual Analógica del Dolor (EVA)**

Valora de forma subjetiva el dolor percibido por el paciente [153]. El paciente debe señalar el dolor que siente sobre una escala visual que sostiene el evaluador, en la que un extremo representa la ausencia de dolor y el otro el máximo dolor posible. La escala está milimetrada por el lado visible para el evaluador, de modo que la marca que realiza el paciente se corresponde con un valor entre cero y diez. Se eligió EVA por su elevada repetibilidad y validez [154], la facilidad y rapidez de su aplicación (menos de cinco minutos) y lo extendido que está su uso en la práctica clínica. La valoración del dolor tenía como propósito conocer en qué medida las valoraciones podrían estar condicionadas por algún proceso doloroso.

### Escalas de valoración de actividad

- **Test de Control de Tronco (Trunk Control Test, TCT)**

Examina la habilidad para realizar cuatro movimientos simples en la propia cama del paciente. Desde la posición de decúbito supino valora el giro hacia el lado hemipléjico, el giro hacia el lado sano y la sedestación; también valora permanecer sentado en el borde de la cama con los pies en el suelo un mínimo de treinta segundos. Puntúa cada uno de estos cuatro aspectos con cero: incapaz de realizarlo sin ayuda, doce: movimiento realizado sin ayuda pero anormal o veinticinco: movimiento normal. La puntuación es la suma de los resultados de las cuatro pruebas y su valor puede ir desde cero hasta cien. Su aplicación es muy sencilla, rápida (menos de cinco minutos) y no requiere entrenamiento. Además,

ha demostrado ser una herramienta válida para la evaluación del ictus, presenta una excelente repetibilidad y es predictora de la recuperación de la marcha [155, 156].

- **Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto (Postural Change Classification of the Hospital of Sagunto, CaPHS)**

Valora la habilidad para cambiar de posición partiendo del paciente en decúbito supino y solicitándole que se sienta en el borde de la cama. Clasifica los pacientes en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde el «nivel 0» que se corresponde con un movimiento nulo o imposible, hasta el «nivel 5», que se corresponde con un movimiento normal. Su aplicación es muy rápida (menos de cinco minutos), sencilla y no requiere entrenamiento. Esta escala está validada en personas con ictus [157, 158] y recientemente ha demostrado su capacidad predictiva del pronóstico funcional [71], a diferencia de otras escalas que valoran los cambios posturales.

- **Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto (Standing Scale of the Hospital of Sagunto, BipHS)**

Valora la bipedestación de forma independiente, cubriendo el vacío de otras escalas que consideran la bipedestación como un ítem más. Clasifica los pacientes en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde el «nivel 0» que se corresponde con una bipedestación nula o imposible, hasta el «nivel 5», que se corresponde con una bipedestación normal. Su aplicación es muy rápida (menos de cinco minutos), sencilla y no requiere entrenamiento. Presenta una excelente repetibilidad y validez, además de correlación con la posturografía estática en pacientes con ictus [70, 159].

- **Escala de Sedestación del Hospital de Sagunto (Sitting Scale of the Hospital of Sagunto, SedHS)**

Valora la sedestación de forma independiente y clasifica los pacientes en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde el «nivel 0» que se corresponde con una sedestación nula o imposible, hasta el «nivel 5», que se corresponde con una sedestación normal. Su aplicación es muy rápida (menos de cinco minutos), sencilla y no requiere entrenamiento. Esta escala está validada en personas con ictus y los primeros resultados muestran su utilidad como indicador pronóstico de la evolución tras un ictus [157, 158].

- **Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto (Functional Ambulation Classification of the Hospital of Sagunto, FACHS)**

Valora el grado de independencia, agilidad y seguridad en la marcha a partir de la observación del paciente y algunas preguntas a familiares. Clasifica los pacientes en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde el «nivel 0» que se corresponde con una deambulaci3n nula o imposible, hasta el «nivel 5», que se corresponde con una deambulaci3n normal. Su aplicaci3n es muy r3pida (menos de cinco minutos), sencilla y no requiere entrenamiento, adem3s, es una escala espec3fica, repetible y v3lida [18, 148].

- **Clasificaci3n Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (Functional Ambulation Classification of Massachusetts General Hospital, FAC)**

Categoriza los pacientes de acuerdo a sus habilidades motoras para caminar y los clasifica en seis niveles autoexcluyentes y autoexplicativos, desde el «nivel 0» que corresponde a una marcha no funcional normal hasta el «nivel 5», que se corresponde con la marcha independiente. Su aplicaci3n es muy sencilla, r3pida (menos de cinco minutos) y no requiere entrenamiento. Presenta una repetibilidad adecuada y su uso est3 extendido y aceptado [160].

- **Escala de Equilibrio de Berg (Berg Balance Scale, BBS)**

Proporciona una valoraci3n cuantitativa del equilibrio est3tico y dinámico a partir de la valoraci3n de catorce ítems relacionados con AVD en los que se solicita al paciente mantener determinadas posiciones o completar tareas de diferentes niveles de dificultad, seg3n Salter et al. [65] y teniendo en cuenta la CIF, se clasifica como instrumento para la valoraci3n de actividades. Cada ítem se puntúa en una escala ordinal de cinco puntos que va desde cero a cuatro, donde cero representa el nivel m3s bajo de capacidad y cuatro el nivel m3s alto. La puntuaci3n m3nima es cero y la m3xima, cincuenta y seis. La puntuaci3n obtenida indica el riesgo de ca3da:

- $>41$  = Bajo
- 21-40 = Medio
- $<20$  = Alto

Su aplicación requiere entre diez y veinte minutos y no requiere entrenamiento, presenta una excelente repetibilidad, validez y sensibilidad al cambio y, además, su uso está ampliamente extendido y aceptado en personas con ictus [161]. Sin embargo, hay que tener en cuenta que en trece de los catorce ítems se requiere bipedestación, por lo que es poco sensible en la valoración de personas cuyo estado funcional no les permite estar de pie.

Con el objeto de que el grado de dificultad fuese el mismo para todos los participantes independientemente del lado hemipléjico, se valoró los ítems: «bipedestación sobre una pierna» y «bipedestación sin apoyo, un pie delante del otro» solicitando el apoyo sobre el lado pléjico.

■ **Test «Timed Up and Go» (Timed Up and Go Test, TUG)**

Es un test funcional que valora la movilidad de personas mayores con riesgo de caída y es predictor de la habilidad del paciente para desenvolverse a nivel comunitario sólo y de forma segura. El paciente es observado y cronometrado desde que se levanta de una silla con reposabrazos, camina tres metros, se da la vuelta, vuelve y se sienta de nuevo en la silla. El tiempo invertido está altamente correlacionado con BBS, BI y velocidad de marcha. Las personas que son capaces de completarlo en menos de veinte segundos se consideran independientes para realizar una marcha a nivel comunitario y obtienen puntuaciones altas en BBS. En cambio, los que invierten más de treinta segundos son más dependientes en las AVD, requieren ayudas para la deambulación y obtienen peores puntuaciones en BBS. Su aplicación es muy rápida (menos de cinco minutos), sencilla, solo requiere un cronómetro y es repetible y válido para cuantificar la movilidad funcional [162, 163, 164].

■ **Índice de Barthel de Actividades Básicas de la Vida Diaria (Barthel Index, BI)**

Valora la habilidad para la realización de AVD mediante diez ítems relacionados con diferentes habilidades de forma genérica, según Salter et al. [65] se clasifica como instrumento para la valoración de actividades. Cada uno de esos ítems se puntúa de forma independiente, obteniendo una puntuación final entre cero y cien, que hace referencia al grado de dependencia:

- $< 20$  = Total
- 20-35 = Grave

- 40-55 = Moderada
- $\geq 60$  = Leve
- 100 = Independiente

Su administración no requiere entrenamiento especial y se puede realizar mediante la observación directa en aproximadamente veinte minutos y de forma autoadministrada o mediante entrevista entre dos y cinco minutos. Ambas modalidades son repetibles y válidas. En personas con ictus presenta una adecuada sensibilidad al cambio, aunque puede presentar efecto techo y suelo [65, 165].

### Valoración biomecánica

**Medios utilizados.** Con esta prueba se valoró el patrón cinético durante la fase de apoyo de la marcha humana de la muestra estudiada. El sistema de valoración utilizado fue el NedSVE/IBVv4, con las aplicaciones informáticas NedAMH/IBVv4 y NedSCAN/IBVv1 para el registro de datos. El sistema consta de una plataforma dinamométrica Dinascan/IBV, dos barreras de fotocélulas para la medida de la velocidad, un pasillo de tres metros y medio integrado en el sistema y el equipo informático. El sistema utilizado fue revisado y calibrado conforme a los procedimientos establecidos en el IBV al inicio del estudio. Adicionalmente, las personas que formaron el equipo de evaluadores se sometieron a evaluación por parte de técnicos del IBV para acreditar su competencia técnica en la toma de registros.

La plataforma Dinascan/IBV está instrumentada mediante cuatro captadores octogonales a los cuales se han adherido ocho galgas extensométricas. Cuatro de éstas son sensibles a cargas verticales y las otras cuatro a esfuerzos en una dirección horizontal. Dos captadores se ubican en esquinas opuestas y son sensibles a sollicitaciones verticales y longitudinales respecto de la placa; los otros dos en cada una de las restantes esquinas, se instalan a noventa grados de los primeros para absorber cargas verticales y transversales a la plataforma, de modo que es posible medir fuerzas en las tres direcciones del espacio. La plataforma incorpora un módulo interno de amplificación que proporciona señales de alto nivel [166].

**Protocolo de medida.** El protocolo de medida consistió en caminar por el pasillo de marcha de tres metros y medio de longitud que integra el sistema a



Figura 3.1: *Protocolo de medida durante el estudio [2].*

una velocidad confortable para el paciente (figura 3.1). Se registró un mínimo de tres pisadas completas de cada pie que no difiriesen entre sí en velocidad más de un 10 %. La prueba se realizó con el paciente calzado con un zapato cómodo, de uso habitual y bien sujeto al pie, que debía conservar a lo largo de todo el estudio para las valoraciones. Para realizar la prueba la persona valorada debía ser capaz de caminar sin ayudas técnicas. Los evaluadores siguieron las instrucciones descritas en el manual de usuario de la aplicación informática NedAMH/IBV para llevar a cabo las valoraciones [167] a excepción de un detalle: se admitieron registros con doble o triple pisada del mismo pie sobre la plataforma, siempre que una de las pisadas fuese completa. Con esto se admitieron medidas a velocidad muy lenta o longitud de paso muy reducida que con el protocolo estándar hubiesen sido descartadas, reduciendo el efecto suelo del protocolo de valoración.

**Extracción de variables para el estudio.** Como resultado de la valoración y para cada pisada, se obtuvo la fuerza de reacción del suelo normalizada por el peso de la persona valorada (forma de normalizar comúnmente aceptada) en sus tres componentes, correspondientes a las tres direcciones del espacio:  $F_z$ , componente vertical,  $F_x$ , componente anteroposterior y  $F_y$ , componente medio-lateral. Los registros fueron revisados uno a uno con el objetivo de detectar errores o registros con apoyo simultáneo de ambos pies sobre la plataforma, que fueron eliminados del estudio. Para revisar los registros se utilizó una aplicación informática programada en Matlab v7.1 que permitía

visualizarlos y, además, recortar el tramo a analizar en los casos en los que se había registrado más de una pisada del mismo pie.

Para el análisis de los registros se utilizó el ADF, que es una metodología de análisis de datos no paramétrica que permite utilizar las técnicas estadísticas convencionales en el que una curva se trata como una función continua que depende del tiempo [51, 90]. El ADF ha demostrado su utilidad en estudios previos sobre análisis cinético de marcha en población sin alteración funcional [51] y en personas con ictus [92]. Resulta adecuado en el análisis de curvas de fuerzas de personas con ictus porque permite abordar los dos problemas identificados previamente: que el análisis paramétrico no es de utilidad porque las curvas de fuerzas difieren claramente de las normales y que existe gran variabilidad en su morfología. El ADF permite comparar registros tomados a diferentes velocidades, lo cual es una ventaja por la enorme variabilidad en la velocidad espontánea de marcha de la población en general y porque el análisis paramétrico convencional requiere la comparación de curvas de velocidad semejante [51].

Para llevar a cabo el ADF y obtener los datos funcionales de las curvas de fuerzas se partió de los valores brutos de las curvas en sus tres componentes, normalizadas por el peso. Se aplicó el procedimiento descrito por Belda et al. [168] mediante la aplicación informática Matlab v7.1, que se resume a continuación:

1. Normalización lineal del tiempo en las curvas. Normalizar el tiempo en las curvas consiste en asignar valores de tiempo desde cero hasta hasta doscientos, correspondiendo el cero al primer contacto del pie sobre la plataforma y doscientos al último contacto. Esos valores se seleccionan utilizando un umbral del 5% de la máxima fuerza vertical [51]. La normalización lineal del tiempo es adecuada para reducir la variabilidad cuando la correlación entre variables normalizadas y sin normalizar es elevada [169]. La normalización lineal del tiempo permite aislar de las curvas el efecto de la duración de la pisada.
2. Selección aleatoria de una curva por condición de análisis. Se seleccionó una por participante en el estudio, lado pléjico o sano y fase de estudio (tabla 3.1) y se extrajeron los componentes principales que explicaban más del 5% de la varianza de la muestra, denominados factores en este trabajo.
3. Ajuste de cada una de las curvas de la muestra a los componentes principales (factores) extraídos en el punto anterior y obtención de sus coeficientes de ajuste o «scores».

Este tratamiento permite representar cualquier función como una combinación lineal de un conjunto de curvas extraídas estadísticamente de la muestra donde  $\mu(t)$  es la curva media,  $\xi_i(t)$  los componentes principales,  $\epsilon(t)$  el error y  $c_i$  los coeficientes de ajuste a cada factor (ecuación 3.1).

$$f(t) = \mu(t) + \sum c_i \cdot \xi_i(t) + \epsilon(t) \quad (3.1)$$

En resumen, una vez aplicado el ADF, cada una de las curvas de fuerza del estudio podía ser explicada mediante una curva media, una serie de componentes principales o factores y sus correspondientes coeficientes de ajuste a cada componente. Esto tanto para las curvas de fuerza verticales, como para las anteroposteriores y las mediolaterales. Los coeficientes de ajuste son variables numéricas que pueden ser tratadas mediante estadística convencional. Con este tratamiento de datos se evita el análisis paramétrico que no es útil en los casos en los que las curvas de fuerza difieren claramente de la morfología normal y se explica la variabilidad en las morfologías de las curvas aislando el efecto del tiempo de apoyo.

### 3.1.3. Cronograma para la recogida de datos

Todos los participantes en el estudio se valoraron en ocho fases diferentes:

- F1: Al alcanzar estabilidad hemodinámica.
- F2: Al alcanzar bipedestación (puntuación  $\geq 3$  en la Escala BipHS).
- F3: Inicio del tratamiento de rehabilitación de forma ambulatoria (aproximadamente entre cinco y nueve días después del alta hospitalaria).
- F4: Un mes tras el inicio del tratamiento de rehabilitación de forma ambulatoria.
- F5: Tres meses tras el ictus.
- F6: Cuatro meses tras el ictus.
- F7: Cinco meses tras el ictus.
- F8: Seis meses tras el ictus.

Las valoraciones realizadas en cada fase a partir de los instrumentos descritos en el protocolo de valoración (apartado 3.1.2 en la página 56), se resumen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1: Valoraciones realizadas en cada fase.

	F1	F2	F3	F4, F6 y F7	F5 y F8
TCT	☆	☆			
CapHS	☆	☆			
SedHS	☆	☆			
BipHS	☆	☆			
MMT	☆	☆	☆	☆	☆
MAS		☆	☆	☆	☆
BBS	☆	☆	☆		☆
BI	☆	☆	☆	☆	☆
EVA		☆	☆	☆	☆
CNS	☆				
FACHS	☆	☆	☆	☆	☆
FAC	☆	☆	☆	☆	☆
TUG		☆	☆	☆	☆
Valoración biomecánica		☆	☆	☆	☆

Los casos en los que los pacientes eran capaces de mantener la bipedestación al alcanzar la estabilidad hemodinámica fueron valorados una sola vez para obtener los datos correspondientes a F1 y F2. Los que alcanzaban la bipedestación una semana después del alta hospitalaria fueron valorados una vez para F2 y F3. La valoración biomecánica, aunque estaba prevista para todas las fases a partir de F2, se realizaba solamente si el paciente era capaz de realizar la prueba en base al protocolo establecido.

## 3.2. Recopilación de necesidades de los usuarios potenciales

Para la consecución del objetivo S3, «*Descripción de las necesidades de usuarios potenciales de dicha metodología de valoración de los ámbitos de la Medicina Física y Rehabilitación y la Medicina Legal.*», inicialmente el proyecto se centró en las necesidades de los profesionales médicos de un Servicio de Rehabilitación. Una vez obtenida esta información, se contrastó con profe-

sionales médicos de la Medicina Legal y Forense. La metodología utilizada se describe a continuación.

### 3.2.1. Necesidades de un Servicio de Rehabilitación

El método seguido para identificar las expectativas de los profesionales médicos de un Servicio de Rehabilitación fue la realización de grupos de discusión. El grupo de discusión es un método de investigación social, basado en la recogida de información mediante la observación externa de un grupo de personas reunidas para tal fin. Está generalmente compuesto por entre siete y diez participantes que son seleccionados porque tienen ciertas características en común que les relacionan con el tema objeto de discusión grupal. Para el desarrollo del grupo de discusión se plantean una serie de cuestiones tras una breve introducción del tema a tratar por parte de un moderador experto; se concluye una vez planteadas todas las cuestiones y cerrada la sesión [170].

El objetivo principal del grupo de discusión fue identificar las necesidades percibidas por parte de los profesionales médicos en el área de valoración y rehabilitación de personas con ictus y obtener requisitos de diseño de una metodología de valoración adecuada a las necesidades de los profesionales en el ámbito de la rehabilitación. Los objetivos parciales fueron:

1. Identificar las necesidades metodológicas de los especialistas que evalúan a sus pacientes a través de pruebas y escalas tradicionales.
2. Identificar problemas de infraestructuras y necesidades instrumentales de los especialistas de la rehabilitación al evaluar a sus pacientes.

En el guión utilizado se contemplaron aspectos relacionados con la necesidad de innovación, las necesidades metodológicas, instrumentales y de infraestructuras y su opinión sobre el punto de vista de sus pacientes. Se realizaron tres grupos de discusión, atendiendo a las características de los participantes en cada uno de ellos, que se describen a continuación.

- Grupo 1: Compuesto por tres médicos especialistas en medicina física y rehabilitación que desarrollaban su actividad total o parcialmente en el IBV, familiarizados con la aplicación de escalas clínicas y expertos en el desarrollo y aplicación de metodologías de valoración biomecánica.
- Grupo 2: Compuesto por cuatro médicos especialistas en medicina física y rehabilitación que desarrollaban su actividad en La Fe, familiarizados

con la aplicación de escalas clínicas y conocedores o usuarios de algunas técnicas de valoración biomecánica, como el análisis cinético de la marcha.

- Grupo 3: Compuesto por nueve médicos especialistas en medicina física y rehabilitación que desarrollaban su actividad en el hospital Arnau de Vilanova, familiarizados con la aplicación de escalas clínicas y conocedores o usuarios de algunas técnicas de valoración biomecánica, como el análisis cinético de la marcha

Como moderadora de los grupos actuó una trabajadora social y el método para la recogida de datos consistió en el registro de las conversaciones en una grabadora de audio y en un bloc de notas en el que se anotó aspectos relevantes de las conversaciones.

### **3.2.2. Necesidades desde el punto de vista de la Medicina Legal**

Una vez aplicada la metodología descrita en el punto anterior a los médicos especialistas en rehabilitación y obtenidos los resultados, se presentaron a un grupo de médicos forenses con el objetivo de que los ratificasen o refutasen en base a sus propias necesidades. La metodología utilizada para llevarlo a cabo fue el método Delphi, dado que es adecuado para valorar el grado de acuerdo con ideas expresadas previamente.

El método Delphi es un método de estructuración de un proceso de comunicación grupal que es efectivo a la hora de permitir a un grupo de individuos, tratar un problema complejo [171]. Un Delphi consiste en la selección de un grupo de expertos a los que se les pregunta su opinión sobre cuestiones referidas a acontecimientos del futuro. Las estimaciones de los expertos se realizan en sucesivas rondas anónimas en las que van rellenando cuestionarios, con objeto de alcanzar consenso, pero con autonomía e independencia por parte de los participantes. Aunque, la formulación teórica del método Delphi comprende varias etapas sucesivas de envío de cuestionarios, en buena parte de los casos puede limitarse a dos etapas sin que afecte la calidad de los resultados [172].

Para llevar a cabo esta tarea se redactó una encuesta con un texto introductorio en el que se presentaba el objetivo principal del estudio, el objetivo secundario «S4» y las ideas principales extraídas de los grupos de discusión realizados con los médicos especialistas en rehabilitación, solicitándoles su grado de acuerdo con cada una de ellas mediante una escala de Likert de cinco

categorías [173] (apéndice documental D en la página 179). Las respuestas se codificaron siendo «1», Totalmente en desacuerdo, y «5», Totalmente de acuerdo. Esta encuesta se administró a siete médicos forenses del IML de Valencia que llevaban a cabo su labor profesional en la clínica forense, una de cuyas actividades esenciales es la VDC. Una vez recopilada y tratada la información de la primera encuesta se redactó un documento con los resultados, que se presentó a las mismas personas solicitando de nuevo su grado de acuerdo mediante la misma escala para comprobar el consenso sobre los resultados.

### 3.3. Análisis de los datos

La estrategia seguida para el análisis de los datos obtenidos mediante la aplicación del protocolo de valoración (*objetivos secundarios S1, S2 y S3*), se describe a continuación:

1. Descripción de todas las variables del estudio y comprobación de ajuste a distribución normal para las variables cuantitativas.
2. Estudio de diferencias en características principales de la muestra en función del sexo de los participantes.
3. Estudio de diferencias en escalas clínicas en función del sexo, lado afecto por la hemiplejía, Índice de Masa Corporal, IMC, origen del ictus y fases de estudio. Este estudio se realizó también con la velocidad de marcha y tiempo de apoyo en las pruebas biomecánicas.
4. Análisis de asociación entre escalas clínicas, edad, fuerza muscular y espasticidad. Este estudio se realizó también con la velocidad de marcha y tiempo de apoyo de las pruebas biomecánicas.
5. Análisis de asociación entre las escalas clínicas registradas a lo largo de todo el estudio y entre las registradas en F1 y F8.
6. Estudio de la variabilidad de los datos procedentes de escalas clínicas en F1.
7. Estudio de la variabilidad de los coeficientes de ajuste a los factores obtenidos del ADF de las curvas de fuerzas.
8. Estudio de las diferencias entre los coeficientes de ajuste de los registros seleccionados aleatoriamente para la extracción de los factores y el resto de los registros, con el fin de comprobar que la selección aleatoria no introduce sesgo en los resultados.

9. Análisis de la asociación entre los coeficientes de ajuste a los factores obtenidos del ADF de las curvas de fuerzas.
10. Obtención de modelos de recuperación de la marcha a partir de los coeficientes de ajuste a los factores obtenidos del ADF de las curvas de fuerzas.
11. Análisis de la regularidad de los registros biomecánicos, para lo cual se valoró la concordancia los coeficientes de ajuste en diferentes repeticiones de una misma condición de análisis.

El análisis estadístico de los datos se realizó con la aplicación informática «R» [174]. Los test estadísticos utilizados fueron:

- Test de Shapiro-Wilk para comprobación de normalidad.
- Test T-test Welch para comparación de dos muestras independientes en variables cuantitativas con ajuste a una distribución normal.
- Test de Kolmogorov-Smirnov test para comparación de dos muestras independientes en variables cualitativas o variables cuantitativas sin ajuste a una distribución normal.
- Test de Kruskal-Wallis para comparación de más de dos muestras independientes en variables cualitativas o variables cuantitativas sin ajuste a una distribución normal.
- Test de Anova para comparación de más de dos muestras independientes en variables cuantitativas con ajuste a una distribución normal.
- Análisis de correlaciones, método de Pearson para estudio de la asociación entre variables cuantitativas con ajuste a una distribución normal.
- Análisis de correlaciones, método de Spearman para para estudio de la asociación entre variables cualitativas o variables cuantitativas sin ajuste a una distribución normal.
- Análisis de componentes principales para el estudio de la variabilidad de los datos de las escalas clínicas, método basado en la matriz de correlación dadas las diferencias en la dimensionalidad de las escalas.
- Análisis de componentes principales para el estudio de la variabilidad de los coeficientes de ajuste, método basado en la matriz de covarianzas dada la homogeneidad de los datos.

- Test de Anova para comparación de medias entre registros seleccionados aleatoriamente para la extracción de los factores y el resto de los registros.
- Test de Anova para obtención de modelos de recuperación de la marcha, a partir de los coeficientes de ajuste. Los modelos calculados han sido:
  - Test de medidas repetidas para cada coeficiente de ajuste con lado y fase como factores.
  - Test para cada coeficiente de ajuste con FACHS en F3, lado y fase como factores y modelo equivalente con FAC.
  - Test para cada coeficiente de ajuste con FACHS y lado como factores y modelo equivalente con FAC, MMT en tibial anterior y BBS.
- Coeficiente de Correlación Intraclase, ICC («Two-way mixed model») [175] para el cálculo de la regularidad de los coeficientes de ajuste de los registros del análisis de marcha de una misma condición de análisis: sujeto, fase y lado.

Se consideraron significativos todos los resultados cuyo valor de «p» fuese menor que 0,05.

Para el análisis de la información proporcionada por los usuarios potenciales (*objetivo secundario S4*) se elaboró un informe descriptivo de los datos resumiendo las ideas principales obtenidas de los grupos de discusión realizados con médicos especialistas en Medicina Física y Rehabilitación. Se calculó la media del grado de acuerdo expresado por los médicos forenses según la escala de Likert.

Las gráficas presentadas en el apartado de resultados y discusión se obtuvieron a partir de las aplicaciones informáticas «Microsoft Excel 2010», «Veusz v1.17» e «Inkscape v0.48».



## Capítulo 4

# Resultados



## 4.1. Descripción de la muestra y asociación con factores de estudio

### 4.1.1. Características principales

De los treinta participantes en el estudio, dieciséis fueron hombres y catorce mujeres. La distribución por sexo según etiología del ictus, lado afecto, edad, IMC, días desde el ictus al inicio de la rehabilitación (TRHB) y hasta el alta hospitalaria (TALTA) se presentan en la tabla 4.1. Las variables edad, IMC y TRHB siguen una distribución normal, TALTA no ( $p < 0,01$ ). No se han encontrado diferencias entre hombres y mujeres para ninguna de las variables presentadas.

Tabla 4.1: *Distribución de la muestra.*

(a) *Etiología y lado afecto*

	Hombres (n=16)	Mujeres (n=14)
Hemorrágico (n=4)	1 (6,2 %)	3 (21,4 %)
Isquémico (n=26)	15 (93,8 %)	11 (78,6 %)
Derecho (n=16)	10 (62,5 %)	6 (42,9 %)
Izquierdo (n=14)	6 (37,5 %)	8 (57,1 %)

(b) *Edad, IMC y TRHB*

	Hombres				Mujeres			
	<b>Media</b>	Desv. std.	Min.	Max.	<b>Media</b>	Desv. std.	Min.	Max.
Edad	<b>63,1</b>	15,7	34	83	<b>62,2</b>	13,9	40	82
IMC	<b>28,6</b>	4,4	19,5	36,5	<b>26,8</b>	5,03	18,7	38,9
TRHB	<b>3,1</b>	1,6	1	6	<b>4,2</b>	2,49	1	10

(c) *TALTA*

Hombres			Mujeres		
<b>Mediana</b>	Min.	Max.	<b>Mediana</b>	Min.	Max.
7	5	15	10	6	30

Tabla 4.2: *Días transcurridos desde el ictus hasta la valoración en cada fase.*

	Media	Desv. std.
F1	5,5	2,4
F2	15,2	10,2
F3	20,8	7,3
F4	52,3	9,4
F5	92,8	4,5
F6	125,5	7,8
F7	154,0	3,6
F8	185,0	6,9

#### 4.1.2. Registros obtenidos durante el estudio

El número de registros obtenidos en cada fase se presentan en la figura 4.1. En F1 se obtuvieron los registros correspondientes a las escalas clínicas para los treinta integrantes de la muestra de estudio, pero en las fases posteriores se perdieron algunos porque no acudieron a su cita de valoración, bien por motivos personales o por su situación clínica. Dos de los participantes no fueron capaces de realizar la valoración biomecánica en ninguna fase del estudio debido a su estado funcional. Se pudo realizar en cuatro casos en F2 y aumenta progresivamente hasta la F6 debido a que los participantes alcanzaban un nivel funcional suficiente para completar el protocolo de valoración. Sin embargo, hay que aclarar que un problema técnico en el tratamiento de los datos supuso la pérdida de veinte registros biomecánicos. En concreto se perdieron las valoraciones biomecánicas de tres personas en F5; cuatro de F6; seis de F7 y siete de F8.

Los días transcurridos desde el ictus hasta la medida correspondiente a cada una de las fases se presenta en la tabla 4.2.

## 4.2. Descripción de escalas clínicas y su relación con las características principales de la muestra

En este apartado se describen los resultados de la aplicación de las escalas y los test clínicos a la muestra de estudio y su relación con sus características principales.

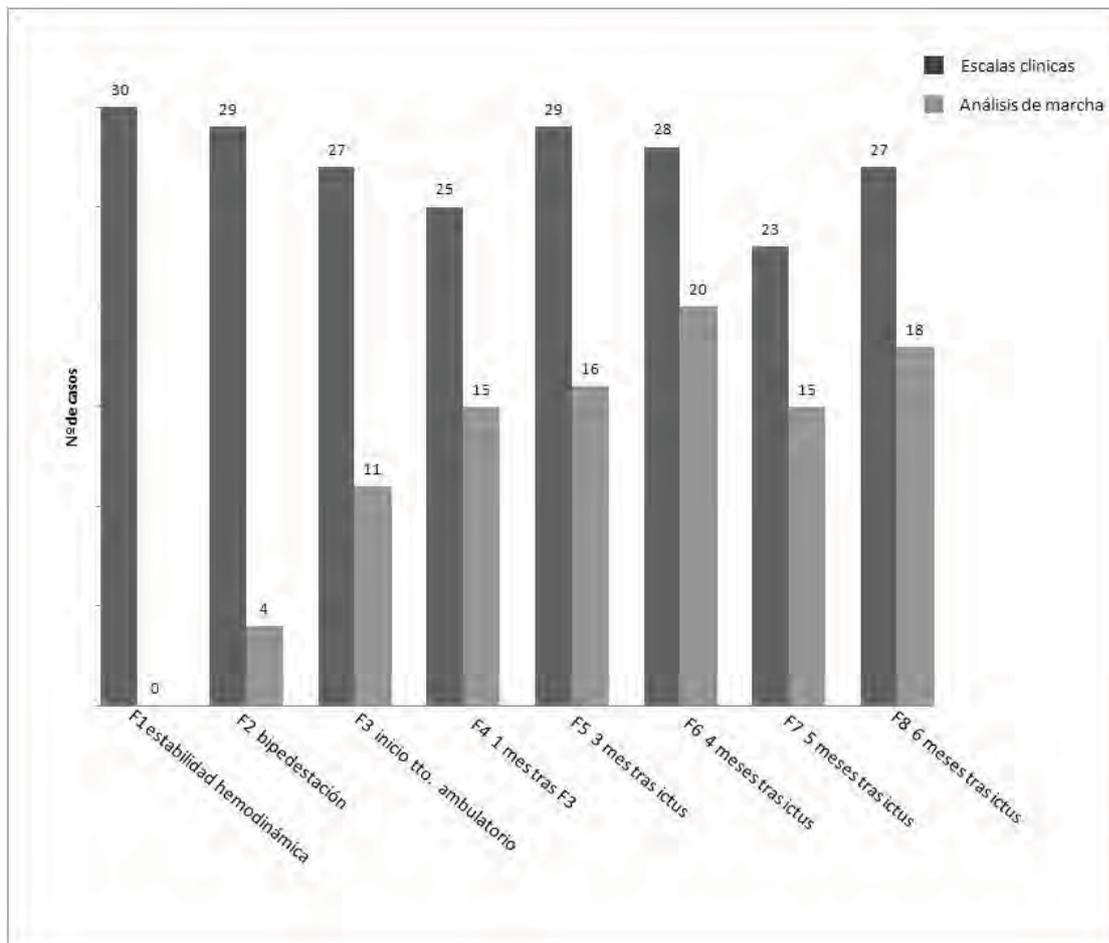


Figura 4.1: Número de registros obtenidos en cada fase.

Tabla 4.3: Descripción de Escala Neurológica Canadiense en F1.

	Media	Desv. std.	Min.	Perc. 25	Media na	Perc. 75	Max.
Parte A (n=30)	<b>4,6</b>	0,62	3	4.5	5	5	5
Parte B (n=29)	<b>2,14</b>	1,13	0	1.5	2.5	3	4,5
Total (n=29)	<b>6,72</b>	1,38	3,5	6	7	8	9,5

### 4.2.1. Función corporal

En este apartado se describen los resultados de la aplicación de las escalas de valoración de funciones, las diferencias entre fases y su asociación con las características principales de la muestra: sexo, lado afecto, etiología del ictus, edad e IMC.

#### Escala Neurológica Canadiense, CNS

La distribución de CNS se presenta en la tabla 4.3, tanto los resultados globales como los parciales para los apartados de «estado mental», parte A, y «funciones motoras», parte B. Los datos siguen una distribución normal. No se han hallado diferencias en CNS atribuibles a sexo, etiología o lado, ni se ha observado asociación con edad o IMC.

#### Escala de Asworth Modificada, MAS

La distribución de MAS se presenta en la tabla 4.4. No se han hallado diferencias en MAS para las distintas fases del estudio en cadera, rodilla o tobillo, ni atribuibles a sexo, etiología o lado. Tampoco se ha observado asociación entre MAS y edad o IMC en cadera y tobillo, pero sí en rodilla con la edad (correlación de Spearman,  $p < 0,05$ ,  $r = -0,2$ ) y el IMC (correlación de Spearman,  $p < 0,05$ ,  $r = -0,33$ ).

#### Test Muscular Manual, MMT

La distribución de MMT se presenta en la tabla 4.5. Se han encontrado diferencias por fases en los tres grupos musculares valorados (Kruskal-Wallis,  $p < 0,01$ ), pero no en función del sexo, lado o etiología en cuádriceps y tibial

Tabla 4.4: Descripción de Escala de Asworth Modificada.

	Min	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max
Cadera (n=184)	0	0	0	0	2
Rodilla (n=181)	0	0	0	1	3
Tobillo (n=184)	0	0	0	0	4

anterior, aunque sí en psoas, siendo mayor el grado de fuerza muscular en las personas con ictus de origen isquémico (Kolmogorov-Smirnoff,  $p < 0,01$ ). No se ha hallado asociación lineal entre MMT y edad en psoas o tibial, pero sí en cuádriceps (correlación de Spearman,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,21$ ). Se ha observado asociación entre MMT e IMC solo en tibial anterior (correlación de Spearman,  $p < 0,05$ ,  $r = 0,18$ ).

### Escala Visual Analógica del Dolor, EVA

Los resultados de EVA se presentan en la tabla 4.6. Los datos no siguen una distribución normal, no existen diferencias por fases ni en función del sexo, etiología o lado. No se ha hallado asociación entre EVA y edad.

#### 4.2.2. Actividad

En este apartado se describen los resultados de la aplicación de las escalas de valoración de la actividad, las diferencias entre fases y su asociación con las características principales de la muestra: sexo, lado afecto, etiología del ictus, edad e IMC. Además, se presenta la asociación con el grado de fuerza muscular y nivel de espasticidad, representados por MMT y MAS respectivamente, en tibial anterior (músculo con peores valoraciones).

**Test de Control de Tronco, TCT** Los resultados de TCT se presentan en la tabla 4.7. Los datos siguen una distribución normal y se han hallado diferencias entre fases (Ttest,  $p < 0,01$ ). No se han encontrado diferencias atribuibles a sexo o etiología, pero sí al lado afecto (Ttest,  $p = 0,04$ ), siendo superiores los valores para las personas con hemiplejía en el lado izquierdo. No se ha hallado asociación entre TCT y edad, IMC o MAS, pero sí con MMT (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,38$ ).

Tabla 4.5: Descripción de Test Muscular Manual.

(a) *Psoas*

	Min.	Percentil 25	<b>Mediana</b>	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	0	3	4	4	5
F2 (n=28)	0	3	4	4	5
F3 (n=26)	2	3	<b>3</b>	4	5
F4 (n=24)	3	3	4	4	5
F5 (n=29)	3	4	4	4	5
F6 (n=28)	3	4	4	5	5
F7 (n=23)	3	4	4	5	5
F8 (n=27)	2	4	4	5	5

(b) *Cuádriceps*

	Min.	Percentil 25	<b>Mediana</b>	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	0	3	4	4	5
F2 (n=28)	2	3	4	4	5
F3 (n=26)	2	3	4	5	5
F4 (n=24)	3	4	<b>5</b>	5	5
F5 (n=29)	3	4	<b>5</b>	5	5
F6 (n=28)	3	4	<b>5</b>	5	5
F7 (n=23)	3	4	4	5	5
F8 (n=27)	2	4	<b>5</b>	5	5

(c) *Tibial anterior*

	Min.	Percentil 25	<b>Mediana</b>	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	0	1	<b>3</b>	4	5
F2 (n=28)	0	3	4	4	5
F3 (n=26)	0	2,5	<b>3</b>	4	5
F4 (n=24)	0	3	4	5	5
F5 (n=29)	0	3	4	5	5
F6 (n=28)	0	3	4	5	5
F7 (n=23)	0	3	4	5	5
F8 (n=27)	0	3,25	<b>4,5</b>	5	5

Tabla 4.6: Descripción de Escala Visual Analógica del dolor.

	Media	Desv. std.	Min.	Perc. 25	Media na	Perc. 75	Max.
Total (n=146)	0,76	1.98	0	0	<b>0</b>	0	9

Tabla 4.7: Descripción de Test de Control de Tronco en F1 y F2.

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	Mediana	Percen. 75	Max.
F1 (n=30)	<b>44,03</b>	22,06	0	36	37	58	100
F2 (n=29)	<b>58,21</b>	22,97	24	37	61	74	100

### Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto, CapHS

Los resultados de CapHS se presentan en la tabla 4.8. No se ha hallado diferencias entre fases, ni en función del sexo, etiología o lado afecto. Sí se ha hallado asociación entre CapHS y edad (correlación de Spearman,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,44$ ) y MMT (correlación de Spearman  $p < 0,01$ ,  $r = 0,52$ ), pero no con IMC o MAS.

### Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto, BipHS

Los resultados de BipHS se presentan en la tabla 4.9. Se han hallado diferencias entre fases (Kolmogoro-Smirnov,  $p = 0,04$ ) y atribuibles al sexo, siendo mayor en los hombres (Kolmogoro-Smirnov,  $p = 0,01$ ), pero no se han hallado para etiología o lado afecto. No se ha encontrado asociación entre BipHS y edad, IMC o MAS pero sí con MMT.

Tabla 4.8: Descripción de Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto en F1 y F2.

	Min.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	1	2	<b>2</b>	3	4
F2 (n=29)	1	2	<b>3</b>	4	5

Tabla 4.9: Descripción de Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto en F1 y F2.

	Min.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	1	2	<b>3</b>	4,75	5
F2 (n=29)	2	3,25	<b>4,5</b>	5	5

Tabla 4.10: Descripción de Escala de Sedestación del Hospital de Sagunto en F1 y F2.

	Min.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	1	3	<b>4</b>	4	5
F2 (n=29)	3	4	<b>4</b>	5	5

### Escala de Sedestación del Hospital de Sagunto, SedHS

Los resultados de SedHS se presentan en la tabla 4.10. Se han hallado diferencias entre fases (Kolmogorov-Smirnov,  $p=0,03$ ), pero no en función del sexo, etiología o lado afecto. Se ha encontrado asociación con MMT (correlación de Spearman  $p<0,01$ ,  $r=0,39$ ) y no se ha hallado con edad, IMC o MAS.

### Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto, FACHS

Los resultados de FACHS se presentan en la tabla 4.11. Se han hallado diferencias entre fases (Kruskal Wallis,  $p<0,01$ ), pero no para el sexo, etiología o lado afecto. Se ha encontrado asociación entre FACHS y edad (correlación de Spearman,  $p<0,01$ ,  $r=-0,3$ ), IMC (correlación de Spearman,  $p=0,04$ ,  $r=-0,11$ ) y MMT (correlación de Spearman  $p<0,01$ ,  $r=0,51$ ). No se ha hallado asociación con MÁS.

### Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts, FAC

Los resultados de FAC se presentan en la tabla 4.11. Se han hallado diferencias entre fases (Kruskal Wallis,  $p<0,01$ ), pero no para sexo, etiología o lado

Tabla 4.11: Descripción de Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto.

	Min.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	0	0	<b>1</b>	1	3
F2 (n=29)	0	1	<b>2</b>	2	4
F3 (n=27)	0	1	<b>2</b>	3	4
F4 (n=25)	1	2	<b>3</b>	4	5
F5 (n=29)	2	3	<b>3</b>	4	5
F6 (n=28)	3	3	<b>4</b>	4	5
F7 (n=23)	2	3	<b>3</b>	4	5
F8 (n=27)	2	3	<b>4</b>	4	5

Tabla 4.12: Descripción de Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts.

	Min.	Percentil 25	Mediana	Percentil 75	Max.
F1 (n=30)	0	0	<b>0</b>	1	4
F2 (n=29)	0	1	<b>2</b>	3	4
F3 (n=27)	0	1	<b>2</b>	3	4
F4 (n=25)	0	3	<b>3</b>	4	5
F5 (n=29)	2	3	<b>4</b>	4	5
F6 (n=28)	2	3,75	<b>4</b>	5	5
F7 (n=23)	3	3,5	<b>4</b>	4,5	5
F8 (n=27)	3	4	<b>4</b>	5	5

afecto. Se ha encontrado asociación entre FAC y edad (correlación de Spearman,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,24$ ) y MMT (correlación de Spearman  $p < 0,01$ ,  $r = 0,5$ ), pero no para IMC o MAS.

### Escala de Equilibrio de Berg, BBS

Los resultados de BBS se presentan en la tabla 4.13, los datos no siguen una distribución normal (Shapiro-Wilk,  $p < 0,01$ ). Se han encontrado diferencias entre fases ( $p < 0,01$ ), pero no en función del sexo, etiología o lado afecto. Se ha hallado asociación entre BERG y edad (correlación de Spearman,  $p < 0,01$ ,

Tabla 4.13: Descripción de Escala de Equilibrio de Berg.

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	<b>Mediana</b>	Percen. 75	Max.
F1 (n=30)	13,47	14,08	0	3	<b>7</b>	17,5	49
F2 (n=28)	24,36	15,07	3	12,25	<b>24,5</b>	37	49
F3 (n=26)	30,69	17,9	3	14,5	<b>36</b>	47,5	56
F5 (n=29)	44,52	10,08	6	42	<b>46</b>	51	56
F8 (n=27)	48,78	6,41	35	46	<b>50</b>	53,5	59

$r=-0,40$ ) y MMT (correlación de Spearman  $p<0,01$ ,  $r=0,52$ ), aunque no con IMC o MAS.

### Test «Timed Up and Go», TUG

Los resultados de TUG se presentan en la tabla 4.15, los datos no siguen una distribución normal (Shapiro-Wilk,  $p<0,001$ ). Se han encontrado diferencias entre fases (Kruskal-Wallis,  $p<0,001$ ) y en función del lado afecto, siendo mayor el tiempo en completar el test en las personas con afectación derecha (Kolmogorov-Smirnov,  $p=0,03$ ). No se han hallado para el sexo o etiología. Se ha hallado asociación entre TUG y edad (correlación de Spearman,  $p<0,001$ ,  $R=0,54$ ), MMT (correlación de Spearman  $p<0,01$ ,  $r=-0,41$ ) e IMC (correlación de Spearman,  $p<0,05$ ,  $r=0,27$ ); pero no con MAS.

### Índice de Barthel de Actividades Básicas de la Vida Diaria, BI

Los resultados de BI se presentan en la tabla 4.15, los datos no siguen una distribución normal (Shapiro-Wilk,  $p<0,01$ ). Se han hallado diferencias entre fases (Kruskal-Wallis,  $p<0,01$ ), pero no en función del sexo, etiología o lado afecto. Se ha hallado asociación entre BI y edad (correlación de Spearman,  $p<0,01$ ,  $r=-0,33$ ) y MMT (correlación de Spearman  $p<0,01$ ,  $r=0,52$ ), aunque no se ha encontrado asociación con IMC o MAS.

Tabla 4.14: Descripción de test «Timed up and go».

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	<b>Mediana</b>	Percen. 75	Max.
F2 (n=9)	21,33	10,91	10	14	<b>19</b>	25	46
F3 (n=13)	19,54	10,78	5	12	<b>19</b>	25	46
F4 (n=19)	20,47	14,05	6	11,5	<b>18</b>	25,5	67
F5 (n=27)	18,65	11,45	6	10	<b>14</b>	25,5	49
F6 (n=25)	15,28	7,42	5	10	<b>14</b>	20	36
F7 (n=21)	15,76	8,92	5	10	<b>13</b>	21	34
F8 (n=25)	14,70	7,65	5	10	<b>12</b>	17	31,1

Tabla 4.15: Descripción del Índice de Barthel.

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	<b>Mediana</b>	Percen. 75	Max.
F1 (n=30)	30,33	24,46	0	10	<b>25</b>	51,25	85
F2 (n=29)	52,93	19,39	25	35	<b>55</b>	65	95
F3 (n=27)	63,15	24,66	25	40	<b>65</b>	82,5	100
F4 (n=25)	78,6	14,25	45	70	<b>75</b>	90	100
F5 (n=29)	83,28	14,72	30	80	<b>85</b>	95	100
F6 (n=28)	84,29	13,31	40	78	<b>85</b>	95	100
F7 (n=23)	85	15,15	35	80	<b>85</b>	97,50	100
F8 (n=27)	89,26	9,28	60	85	<b>90</b>	95	100

Tabla 4.16: *Coefficientes de correlación de escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD con fuerza muscular y espasticidad.*

	MAS	MMT
FACHS	-0,22	0,4
FAC	-0,26	0,4
BBS		0,47
TUG		-0,45
BI	-0,24	0,37

Tabla 4.17: *Coefficientes de correlación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD.*

	FAC	TUG	BBS	BI
FACHS	0,9	-0,54	0,88	0,93
FAC		-0,54	0,91	0,89
TUG			-0,78	-0,54
BBS				0,94

### 4.2.3. Relación entre las escalas clínicas

#### **Relación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD con fuerza muscular, espasticidad y dolor**

Se ha hallado asociación entre las escalas FAC, FACHS, BBS, TUG y BI ( $p < 0,05$ ) con MMT en tibial anterior; también entre FACHS, FAC y BI con MAS. El coeficiente de correlación correspondiente a las relaciones significativas se presenta en la tabla 4.16, los resultados completos en el apéndice documental, tabla E.1 en la página 182. No se ha hallado relación entre EVA y ninguna escala de valoración de actividades.

#### **Relación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD.**

Hay asociación significativa entre las escalas FAC, FACHS, BI, BBS y TUG ( $p < 0,01$ ). El coeficiente de correlación correspondiente a cada relación se presenta en la tabla 4.17, los resultados completos en el apéndice documental (tabla E.2 en la página 183).

Tabla 4.18: *Coefficientes de correlación entre escalas en F1 y F8.*

	CNS F1	CapHS F1	TCT F1	BipHS F1	FACHS F1	FAC F1	BBS F1	BI F1
FACHS F8	0,49	<b>0,71</b>	0,47	0,42	0,46	0,58		0,65
FAC F8	0,41	0,5		0,39	0,54	0,43		0,53
TUG F8	-0,5	-0,64	-0,53	-0,41	-0,51	-0,43	-0,43	<b>-0,72</b>
BBS F8	0,51	0,64	0,53	0,49	0,59	0,49	0,43	<b>0,72</b>
BI F8	0,42	0,64	0,34	0,44	0,39	0,61		0,47

Tabla 4.19: *Porcentaje de la varianza explicada por cada componente del análisis de componentes principales de las escalas en F1.*

	Varianza explicada (%)	Varianza acumulada (%)
Comp 1	0,69	0,69
Comp 2	0,10	0,79
Comp 3	0,05	0,84

### Relación entre escalas al alcanzar la estabilidad hemodinámica y las actividades a los seis meses tras el ictus

También se ha encontrado asociación entre escalas al alcanzar la estabilidad hemodinámica tras el ictus (F1) y a los seis meses (F8). En la tabla 4.18 se presentan los coeficientes de correlación de las significativas ( $p < 0,05$ ), los resultados completos en el apéndice documental (tabla E.3 en la página 184). No se ha hallado relación entre SedHS en F1 y ninguna escala en F8.

### Variabilidad de la muestra a partir de las escalas en la estabilidad hemodinámica

El análisis de componentes principales de las escalas clínicas en F1 muestra que tres componentes explican el 84% de la varianza (tabla 4.19). La contribución de cada escala en la explicación de la variabilidad de los datos en F1 se presenta en la tabla 4.20 y el análisis completo en el apéndice documental (tabla E.4 en la página 185).

Tabla 4.20: *Coefficientes del análisis de componentes principales de las escalas clínicas en F1.*

	Comp 1	Comp 2	Comp 3
BI	-0,357		
BBS	-0,354	0,214	
CNS	-0,230	-0,669	0,180
FAC	-0,331	0,300	-0,248
FACHS	-0,335	0,179	-0,203
SedHS	-0,289	0,228	0,547
CapHS	-0,329		
BipHS	-0,337	0,159	0,206
TCT	-0,308	-0,346	-0,423
MMTtibial	-0,270	-0,385	-0,534

### 4.3. Fuerzas de reacción

El número total de registros biomecánicos analizados e incluidos en el estudio fue de mil doscientos cuarenta. En cada valoración y para cada miembro inferior se registró un número variable de pisadas, entre tres y doce. El 50,1 % de las pisadas fueron derechas y el 49,9 % izquierdas; mientras que el 48,3 % se correspondieron con el miembro inferior del lado afecto y el 51,7 % con el sano.

#### 4.3.1. Velocidad de marcha y tiempo de apoyo

##### Velocidad de marcha

La velocidad registrada durante las valoraciones se presenta en la tabla 4.21. No se han encontrado diferencias entre fases, ni en función del sexo, etiología o lado afecto. Se ha hallado asociación entre la velocidad de marcha y los días de evolución tras el ictus (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,22$ ), edad (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,5$ ), MMT (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,39$ ) y MAS (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,19$ ). No se ha hallado relación con IMC. Se ha observado asociación entre velocidad y FAC (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,5$ ), FACHS (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,6$ ), BBS (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,26$ ), BI (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = 0,5$ ) y TUG (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,8$ ).

Tabla 4.21: *Velocidad de marcha durante las valoraciones.*

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	<b>Mediana</b>	Percen. 75	Max.
Total (n=205)	<b>0,57</b>	0,22	0,14	0,42	0,56	0,72	1,04

Tabla 4.22: *Tiempo de apoyo durante las valoraciones.*

	Media	Desv. std.	Min.	Percen. 25	<b>Mediana</b>	Percen. 75	Max.
Afecto (n=105)	<b>0,97</b>	0,2	0,73	0,83	0,90	1,04	1,62
Sano (n=105)	<b>1,07</b>	0,3	0,75	0,89	0,97	1,13	2,27

### Tiempo de apoyo

Se han hallado diferencias entre el tiempo de apoyo del lado afecto y del lado sano (T-test,  $p < 0,01$ ) (tabla 4.22) y no se han encontrado diferencias entre fases.

- **Lado sano:** no se han hallado diferencias en el tiempo de apoyo del lado sano atribuibles a sexo, etiología o lado hemipléjico, ni relación con la edad, MAS o IMC. Sí que se ha encontrado asociación con MMT (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,48$ ).
- **Lado afecto:** no se han hallado diferencias por sexo o etiología. Pero el tiempo de apoyo del lado afecto ha resultado significativamente mayor en las personas con hemiplejias derechas (T-test,  $p < 0,05$ ). Se ha hallado asociación con MMT (correlación de Pearson,  $p < 0,01$ ,  $r = -0,36$ ), pero no con la edad, MAS o IMC.

#### 4.3.2. Componentes principales de las fuerzas de reacción

La extracción de componentes principales del ADF de las curvas de fuerza en las tres direcciones (según procedimiento descrito en apartado 3.1.2 en la página 63) dio como resultado que cuatro componentes explicaban la mayor parte de la variabilidad de la muestra. En concreto, el 90 % de la varianza en las curvas verticales (Fz), el 85,2 % en las anteroposteriores (Fx) y el 86,9 % en

Tabla 4.23: *Porcentaje de la varianza explicada por cada factor del ADF en el análisis de componentes principales de los factores.*

Varianza explicada (%)	Fz	Fx	Fy
Factor 1	55,9	59,76	56,1
Factor 2	18,28	19,01	14,21
Factor 3	7,83	6,52	9,66
Factor 4	4,92	4,66	4,93
Total	89,95	85,22	86,94

las mediolaterales (Fy). De ahora en adelante y para facilitar la comprensión del texto se denominará factor a cada uno de los componentes obtenidos del ADF. La varianza explicada por cada factor se presenta en la tabla 4.23.

### **Morfología de los factores de las fuerzas de reacción**

La representación gráfica de cada uno de los cuatro factores se presenta en las figuras 4.2, 4.3 y 4.4 para las fuerzas de reacción verticales, antero-posteriores y mediolaterales, respectivamente. Esta representación gráfica se ha obtenido para cada componente a partir de su curva media, la adición del producto de los coeficientes de ajuste por tres desviaciones estándar y la sustracción del mismo producto. Se ha multiplicado el tamaño del efecto por tres desviaciones estándar para que en cada gráfica quede representado el 95 % de los datos, asumiendo que la distribución de cada componente es normal. El análisis descriptivo de los coeficientes de ajuste a los cuatro factores de cada componente de las fuerzas de reacción se presenta en el apéndice documental (tabla E.5 en la página 186).

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los coeficientes de ajuste de los registros seleccionados aleatoriamente para la extracción de los factores y el resto de los registros (apéndice documental, tabla E.6 en la página 186) .

A partir de este momento los coeficientes de ajuste a cada factor de las fuerzas de reacción verticales, anteroposteriores y mediolaterales obtenidos del ADF se consideran las variables de estudio procedentes del análisis biomecánico y pasarán a llamarse de forma abreviada Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fx1, Fx2, Fx3, Fx4, Fy1, Fy2, Fy3, Fy4.

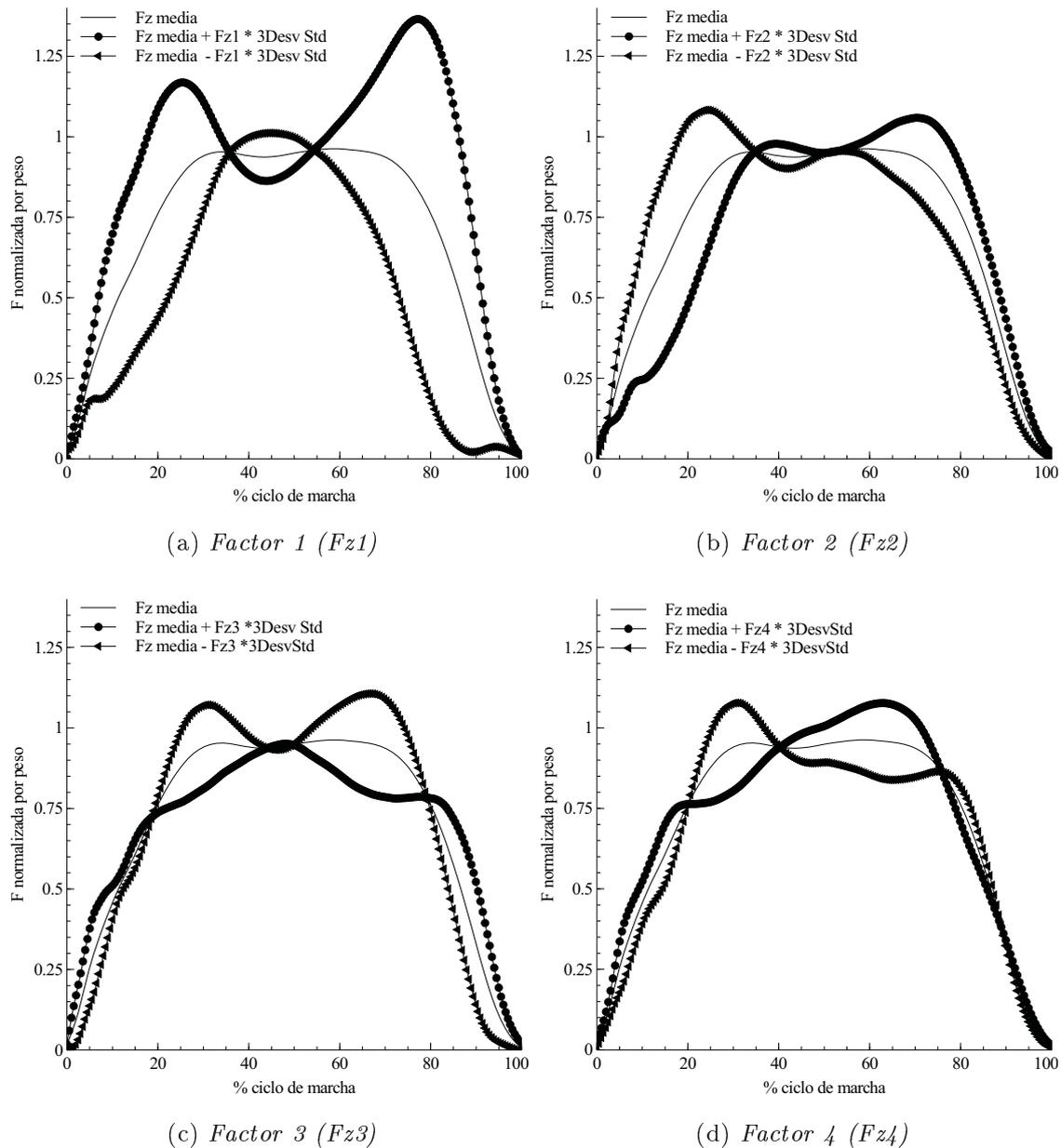


Figura 4.2: Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas verticales obtenidos mediante ADF. Para cada factor se representa: la curva media de las fuerzas verticales, la curva media más el producto de los coeficientes de ajuste a cada factor vertical por tres desviaciones estándar y la curva media menos el mismo producto.

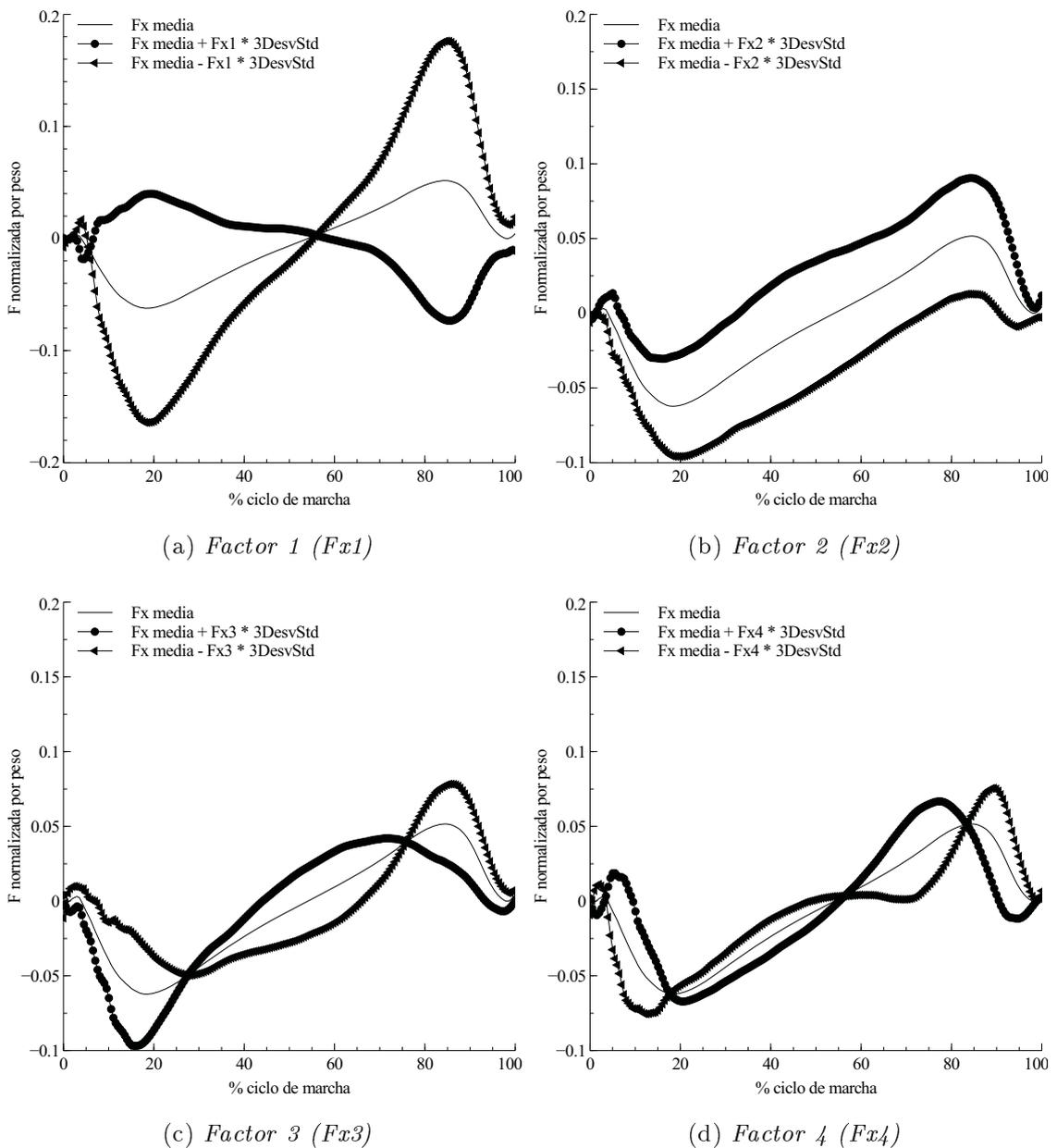


Figura 4.3: Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas anteroposteriores obtenidos mediante ADF. Para cada factor se representa: la curva media de las fuerzas anteroposteriores, la curva media más el producto de los coeficientes de ajuste a cada factor anteroposterior por tres desviaciones estándar y la curva media menos el mismo producto.

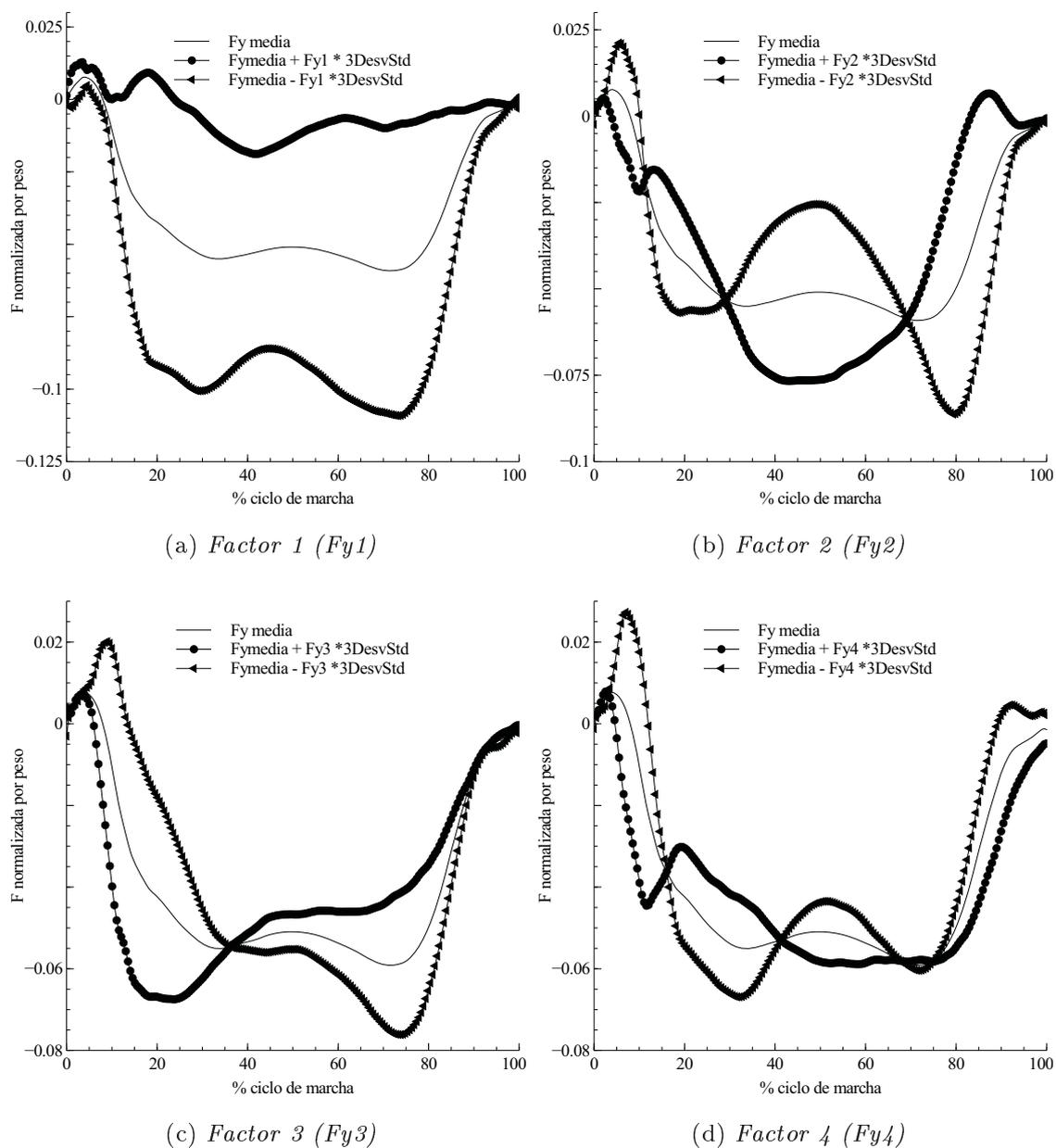


Figura 4.4: Representación gráfica de los cuatro factores de las curvas de fuerzas mediolaterales obtenidos mediante ADF. Para cada factor se representa: la curva media de las fuerzas mediolaterales, la curva media más el producto de los coeficientes de ajuste a cada factor mediolateral por tres desviaciones estándar y la curva media menos el mismo producto.

Tabla 4.24: *Porcentaje de la varianza explicada por cada componente del análisis de componentes principales de los coeficientes de ajuste a los factores.*

	Varianza explicada (%)	Varianza acumulada (%)
Comp 1	0,56	0,56
Comp 2	0,18	0,73
Comp 3	0,08	0,81
Comp 4	0,05	0,87
Comp 5	0,05	0,92

### Variabilidad en la morfología de las curvas de fuerza

El resultado del análisis de componentes principales con los coeficientes de ajuste a los factores obtenidos mediante ADF muestra que hay cinco componentes que explican el 92 % de la varianza (tabla 4.23) e incluye los coeficientes de Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fx1 y Fy1, tanto del lado afecto como del lado sano. La contribución de los coeficientes de ajuste de cada factor se presenta en la tabla 4.25. De ahora en adelante en el análisis de resultados se consideran solamente estos coeficientes, despreciando Fx2, Fx3, Fx4, Fy2, Fy3, Fy4 por su escasa contribución a explicar la variabilidad de los datos o los patrones de apoyo.

### Asociación entre coeficientes de ajuste y velocidad de marcha

Se ha hallado asociación entre Fz1 y Fx1; entre Fz1, Fz2 y Fz4 con Fx1 y entre Fz2, Fz3 y Fz4 con Fy1 ( $p < 0,05$ ). Los coeficientes de correlación se muestran en la tabla 4.26, los resultados completos del análisis se presentan en el apéndice documental (tablas E.7 en la página 187 y E.8 en la página 187).

### 4.3.3. Repetibilidad de los registros

Los resultados del ICC muestran que la repetibilidad de los coeficientes de ajuste de Fz1, Fx1 y Fy1 es excelente para los distintos registros tomados en una misma condición de medida, tanto para el lado sano como para el lado afecto. En Fz3 resulta excelente para el sano y adecuada para el afecto. Los coeficientes de correlación se muestran en la tabla 4.27.

Tabla 4.25: *Resultados del análisis de componentes principales de los coeficientes de ajuste a los factores del lado afecto y sano.*

		Comp 1	Comp 2	Comp 3	Comp 4	Comp 5
Afecto	Fz1	0,83	-0,34	0,12		-0,28
	Fz2		-0,68	-0,43	-0,23	0,4
	Fz3			-0,24	-0,63	-0,57
	Fz4		-0,14	0,12		0,36
	Fx1	-0,16				
	Fy1			-0,16		
Sano	Fz1	0,48	0,52	-0,41		0,37
	Fz2		-0,13	-0,57	0,6	-0,36
	Fz3		0,28	-0,38	-0,31	
	Fz4				-0,23	
	Fx1	-0,16				
	Fy1			-0,17		

Tabla 4.26: *Coefficientes de correlación de asociaciones significativas entre los coeficientes de ajuste de las fuerzas de reacción y velocidad de marcha.*

	Fx1	Fy1	Velocidad de marcha
Fz1	-0,76		0,73
Fz2	0,25	0,34	-0,18
Fz3		0,26	
Fz4	0,31	0,25	-0,32
Fx1		0,37	-0,89
Fy1			-0,36

Tabla 4.27: *Coefficientes del ICC para los coeficientes de ajuste a Fz1, Fz3, Fx1, Fy1 en una misma condición de medida.*

	Fz1	Fz3	Fx1	Fy1
Afecto	0,89	0,73	0,92	0,79
Sano	0,77	0,75	0,89	0,84

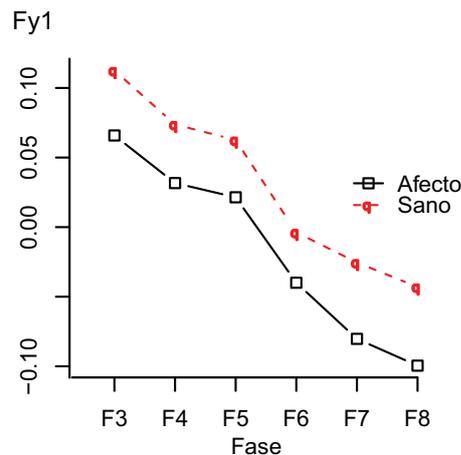


Figura 4.5: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para  $Fy1$  con fase y lado como factores.

## 4.4. Modelos de recuperación de la marcha

### 4.4.1. Evolución en el tiempo a partir de coeficientes de ajuste

Los modelos de recuperación de la marcha durante los seis meses de estudio muestran que  $Fy1$ ,  $Fx1$  y  $Fz3$  presentan diferencias entre fases y en función del lado, al igual que  $FAC$  y  $FACHS$ . Tomando los datos de la submuestra de diez personas de las que se obtienen medidas en todas las fases desde los cuatro meses del ictus (F6, F7 y F8), solamente  $Fy1$  obtiene diferencias entre fase y lado. Las tablas completas de resultados se presentan en el apéndice documental (tabla E.9 en la página 188 y tabla E.10 en la página 189). Las gráficas del modelo se muestran en las figuras 4.5, 4.6 y 4.7 para  $Fy1$ ,  $Fx1$  y  $Fz3$  respectivamente.

### 4.4.2. Evolución en el tiempo a partir del estado funcional basal

El modelo realizado tomando el valor de  $FAC$  en F3 como factor muestra que existen diferencias en función de  $FAC$  en F3 para  $Fz1$ ,  $Fz4$  y  $Fx1$  y en función de lado para  $Fz1$  y  $Fz3$ . El modelo equivalente para  $FACHS$  muestra diferencias dependiendo del valor de  $FACHS$  en F3 para  $Fz1$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$ ; en función del lado para  $Fz1$  y  $Fz3$  y diferencias por fases para  $Fy1$ . Las tablas de resultados se presentan en el apéndice documental (tabla E.11 y

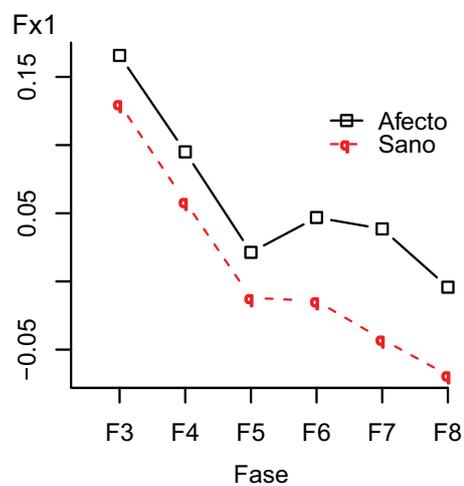


Figura 4.6: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para  $Fx1$  con fase y lado como factores.

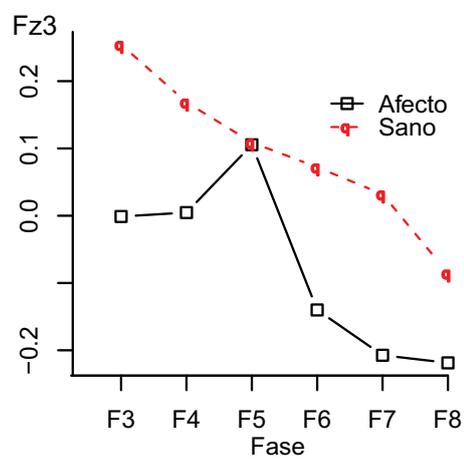


Figura 4.7: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para  $Fz3$  con fase y lado como factores.

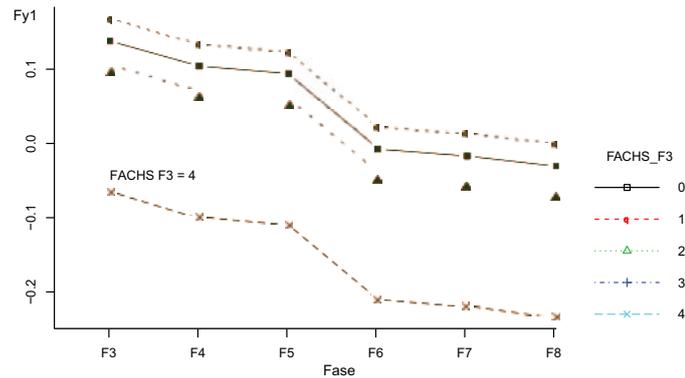


Figura 4.8: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para  $Fy1$  con FACHS en F3, lado y fase como factores.

tabla E.12), la gráfica del modelo en la figura 4.8. Tal como se muestra en las gráficas, existe una tendencia a tener menor valor de  $Fy1$  a mejor valoración de FACHS en F3. El patrón de recuperación por fases es bastante semejante cuando FACHS al alcanzar la bipedestación es igual a cero, uno, dos o tres, pero existen diferencias claras si el valor es cuatro.

#### 4.4.3. Coeficientes de ajuste en función del estado funcional

##### Según FACHS

Se han hallado diferencias en los coeficientes de ajuste de  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$  en función de FACHS, teniendo en cuenta el lado en el modelo (apéndice documental, tabla E.13 en la página 192).  $Fx1$  establece diferencias entre todos los niveles de FACHS y  $Fy1$  muestra una tendencia clara a disminuir con el aumento de FACHS. La representación gráfica de ambas se muestra en la figura 4.9 y los post-hoc en la tabla 4.28. No se han hallado diferencias según lado ni en  $Fx1$  ni en  $Fy1$ .

##### Según FAC

Se han hallado diferencias en los coeficientes de ajuste de  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$  en función de FAC, teniendo en cuenta el lado en el modelo (resultados en apéndice documental, tabla E.11 ).  $Fx1$  establece diferencias entre todos los niveles de FAC y  $Fy1$  muestra una tendencia clara a disminuir con el aumento de FAC, aunque no distingue entre niveles consecutivos. La

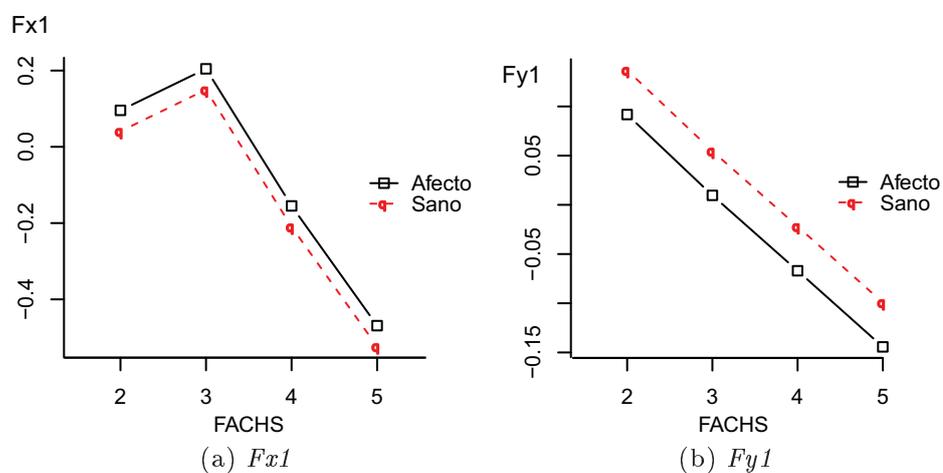


Figura 4.9: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de  $Fx1$  y  $Fy1$  con  $FACHS$  y lado como factores.

Tabla 4.28: Post-hoc del test de Anova de  $Fx1$  y  $Fy1$  con  $FACHS$  y lado como factores.

Niveles	FACHS			
	Fx1		Fy1	
	F	Pr(>F)	F	Pr(>F)
2-3	3,65	0,06	3,22	0,15
2-4	18,3	<0,01	11,41	<0,01
2-5	56,5	<0,01	15,36	<0,01
3-4	123,83	<0,01	8,74	0,01
3-5	139,39	<0,01	11,32	<0,01
4-5	28,74	<0,01	2,71	0,14

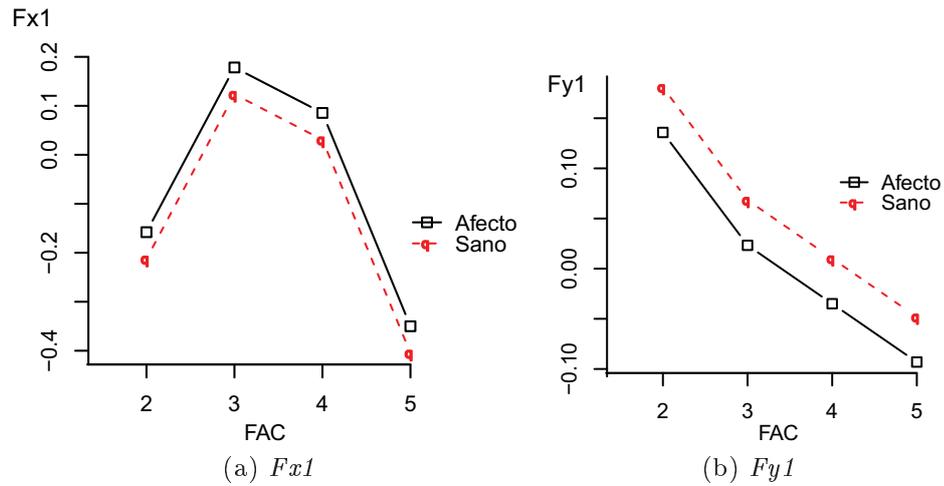


Figura 4.10: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de  $Fx1$  y  $Fy1$  con  $FAC$  y lado como factores.

representación gráfica se muestra en la figura 4.10 y los post-hoc en la tabla 4.29. No se han hallado diferencias según lado ni en  $Fx1$  ni en  $Fy1$ .

Se han hallado diferencias en los coeficientes de ajuste de  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$  en función de  $FAC$ , teniendo en cuenta el lado en el modelo (resultados en apéndice documental, tabla E.11 ).  $Fx1$  establece diferencias entre todos los niveles de  $FAC$  y  $Fy1$  muestra una tendencia clara a disminuir con el aumento de  $FAC$ , aunque no distingue entre niveles consecutivos. La representación gráfica se muestra en la figura 4.10 y los post-hoc en la tabla 4.29. No se han hallado diferencias según lado ni en  $Fx1$  ni en  $Fy1$ .

Tabla 4.29: Post-hoc del test de Anova de  $Fx1$  y  $Fy1$  con  $FAC$  y lado como factores.

Fases	FAC			
	Fx1		Fy1	
	F	Pr(>F)	F	Pr(>F)
2-3	12,06	<0,01	2,34	0,12
2-4	6,43	0,03	5,49	0,08
2-5	3,75	0,05	9,26	0,01
3-4	6,55	0,03	4,47	0,1
3-5	145,59	<0,01	12,25	<0,01
4-5	108,21	<0,01	3,35	0,13

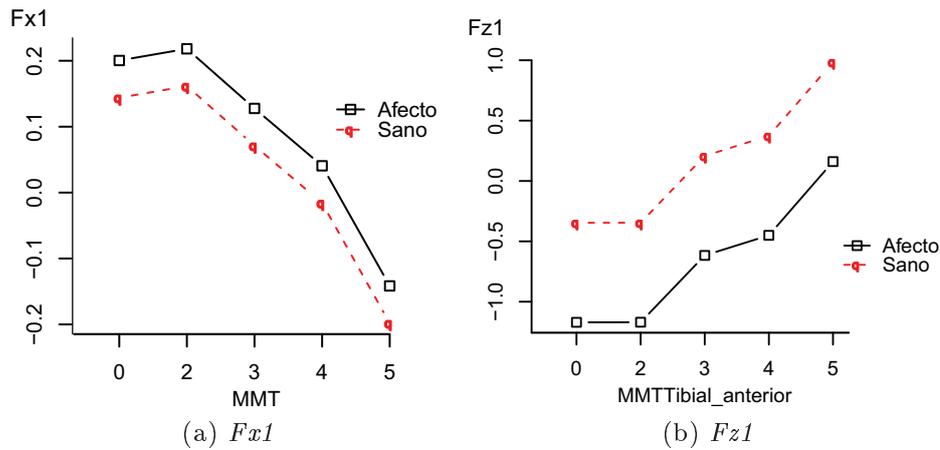


Figura 4.11: Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de Fx1 y Fz1 con MMT y lado como factores.

### Según MMT

Se han hallado diferencias en los coeficientes de ajuste de Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fx1 y Fy1 en función de MMT en tibial anterior, teniendo en cuenta el lado en el modelo (resultados en apéndice documental, tabla E.11). Fx1 y Fz1 siguen una tendencia según el valor de MMT y diferencian entre los niveles cuatro y cinco y entre tres y cinco. Se han encontrado diferencias según el lado para Fz1. La representación gráfica se muestra en la figura 4.10 y los post-hoc en la tabla 4.30.

### Según BBS

Existen diferencias según el valor de BBS para los coeficientes de ajuste de Fz3, Fx1 y Fy1 (resultados en apéndice documental, tabla E.11), teniendo en cuenta el lado en el modelo.

## 4.5. Necesidades de los usuarios potenciales

A continuación se presentan los resultados obtenidos en relación al objetivo secundario S3 «*Descripción de las necesidades de los potenciales usuarios en relación a la valoración de la marcha de las personas con hemiplejía*», primero en relación a las necesidades de los profesionales médicos de un Servicio de Rehabilitación y, posteriormente, desde el punto de vista de la Medicina Legal.

Tabla 4.30: *Post-hoc del test de Anova de Fx1 y Fz1 con MMT y lado como factores.*

Niveles	MMT			
	Fx1		Fz1	
	F	Pr(>F)	F	Pr(>F)
0-2	0,01	1	0	1
0-3	0,46	1	1,66	0,99
0-4	2,38	0,62	3,01	0,5
0-5	10,7	0,01	10,08	0,01
2-3	0,38	1	0,9	1
2-4	1,53	0,86	1,57	0,99
2-5	6,25	0,09	5,32	0,15
3-4	2,86	0,55	0,65	1
3-5	25,19	<0,01	13,05	<0,01
4-5	15,57	<0,01	10,87	0,01

Las ideas principales expresadas durante la realización de los grupos de discusión con la participación de médicos especialistas en Medicina Física y Rehabilitación se presentan a continuación:

1. La aplicación de esta metodología debe ser rápida, no contener muchas instrucciones, requerir de un equipo que sea fácil de conectar y apagar y que no necesite espacio o infraestructuras adicionales al de las consultas médicas. Debe de ser lo suficientemente accesible para disponer de ello en cualquier momento y robusto para que pueda generalizarse su uso por parte del equipo clínico de un servicio. Además, el tratamiento de datos debe ser sencillo.
2. Ha de aportar datos muy resumidos a la vez que precisos, basados en la comparación con una base de datos de normalidad y debe ayudar a descartar pruebas de valoración más costosas y que no sean necesarias. Además, debe ser independiente de la aplicación de las técnicas de valoración biomecánica más sofisticadas existentes en la actualidad, aunque podría combinarse con éstas para ampliar información en el caso de considerarse necesario.
3. Los resultados aportados por esta metodología/herramienta deben aportar objetividad y precisión y mostrar la evolución del paciente a lo largo

del tiempo, tanto numérica como gráficamente. Deben proporcionar datos muy resumidos y con valor numérico, acompañados de una escala que permita categorizarlos, interpretarlos fácilmente y compararlos. Además, ha de suponer una simplificación de resultados con respecto a los resultados proporcionados por las técnicas de valoración biomecánica actuales.

4. Es conveniente tener en cuenta que la falta de tiempo en general y la fiabilidad de alguna de las herramientas actuales son la problemática más repetida a la hora de utilizar los instrumentos existentes hasta la fecha. Por ese motivo, como complemento de esta metodología, deberían acometerse tareas para la concienciación de los equipos médicos sobre la facilidad de uso y beneficios que aportaría, ya que a través de una valoración rápida y objetiva del paciente se pueden descartar pruebas más costosas suponiendo un ahorro considerable en tiempo y dinero.

De forma resumida puede decirse que las claves en las que debe abordarse este nuevo desarrollo son la rapidez y facilidad de uso en la valoración, el rigor y la sencillez en la presentación de resultados e independencia de las técnicas de valoración actuales.

Los profesionales médicos de la Medicina Legal corroboraron estas ideas mediante el método Delphi, obteniendo un grado de acuerdo medio de 4,85 según la escala de Likert (uno: totalmente en desacuerdo, y cinco: totalmente de acuerdo) con las cuatro ideas principales extraídas previamente de los grupos de discusión.



# Capítulo 5

# Discusión



## 5.1. Consideraciones metodológicas

### 5.1.1. Diseño del estudio y características de la muestra

Muy pocas investigaciones abordan el estudio de la marcha de las personas con ictus mediante un diseño longitudinal. La mayor parte de los estudios biomecánicos responden a diseños transversales que describen las características en el momento de la valoración con respecto a controles, pero no se ocupan del seguimiento de los participantes durante su recuperación ni de identificar las mejoras que se producen a lo largo del tiempo [82]. El diseño de este estudio ha permitido valorar la evolución en el tiempo de la marcha de personas con ictus. Por eso, aunque no hayan podido obtenerse medidas de todos los integrantes de la muestra en todas las fases del estudio y se hayan perdido algunos registros, los resultados son muy relevantes. Las diferencias y asociaciones obtenidas indican que su magnitud es lo suficientemente importante como para ser detectada a pesar de esta posible limitación, aunque puede que algunas relaciones relevantes hayan pasado desapercibidas por la falta de un número de registros mayor.

La muestra de estudio está distribuida entre hombres y mujeres en una proporción equivalente y la edad media está en torno a los sesenta y cuatro años. En relación a los datos disponibles para la población española, que sitúan la edad medida por encima de los setenta años y una mayor proporción de hombres que mujeres [4], nuestra muestra es ligeramente más joven y tiene mayor proporción de mujeres. Muchos estudios sobre análisis biomecánico de marcha de personas con hemiplejía por ictus están basados en muestras más jóvenes que la edad media, en torno a los cincuenta años [82], probablemente porque los criterios de inclusión y los propios protocolos de valoración biomecánica restringen la participación a las personas de más edad. La muestra de este estudio está integrada mayoritariamente por personas con ictus de origen isquémico, pero en mayor proporción que los datos de que se disponen en la Comunidad Valenciana, que apuntan a que el número de ictus de origen isquémico dobla los de origen hemorrágico [4]. Es posible que los criterios de inclusión de este estudio: ser candidato a iniciar un programa de rehabilitación, disponibilidad para continuar en el estudio, evidencia de puntuación mayor o igual a tres en FACHS antes del ictus... hayan introducido un sesgo en la selección de la muestra hacia una muestra más joven y con mayor proporción de ictus con origen isquémico. Así ocurrió en el estudio de Viosca [18], que se realizó en el mismo ámbito territorial con algunos criterios de inclusión equivalentes. El tiempo transcurrido desde el ictus hasta recibir el alta hospitalaria de los participantes de nuestro estudio es equivalente al de los datos existentes para

la Comunidad Valenciana [4]. Por otra parte, las personas de esta muestra alcanzan mayoritariamente la marcha independiente a los tres meses del ictus, lo cual es coincidente con la descripción realizada por Olney [29] basada en estudios previos.

### 5.1.2. Instrumentos de valoración funcional utilizados en este estudio

Las escalas y test clínicos utilizados son fiables y válidos y están adaptados al contexto clínico de valoración de personas con ictus. Teniendo en cuenta la técnica instrumental utilizada, plataforma dinamométrica, y el protocolo de valoración empleados podemos considerar que se cumplen una buena parte de los criterios establecidos por Brand [79] para las medidas biomecánicas:

- Proporciona parámetros reproducibles a excepción de la velocidad de marcha [96], lo cual es una ventaja frente a la EMG superficial, las técnicas de análisis de consumo metabólico o incluso los sensores inerciales, que no ofrecen resultados tan fiables.
- Es una técnica precisa [166].
- Es una técnica en la que el patrón de marcha normal está ampliamente descrito y tiene capacidad para distinguir entre normalidad y no normalidad, tal como se ha visto en distintos estudios y en personas con ictus. Esta característica es una ventaja frente a otras técnicas como las de análisis de presiones plantares, la EMG superficial o las técnicas de análisis del consumo metabólico.
- No altera la función que está siendo valorada, la marcha, dado que es una técnica que no requiere instrumentación y que la plataforma se encuentra encastrada en un pasillo de marcha, con lo que la persona valorada se limita a caminar con naturalidad por un pasillo. Esto resulta una ventaja frente a otras técnicas como el análisis de presiones plantares, la fotogrametría o los sensores inerciales que sí requieren instrumentación.
- Valora aspectos de forma objetiva y cuantitativa que no sería capaz de detectar un clínico experto mediante la inspección visual, como la morfología de las curvas de fuerzas y su semejanza al patrón de normalidad o el valor de distintos puntos de las curvas.
- Su aplicación es menos costosa que otras técnicas de gran precisión como podría ser la fotogrametría, que requiere equipamiento de mayor coste.

Otros criterios de los descritos por Brand [79], como la validez en la valoración de personas con ictus, el coste-efectividad de su aplicación o su adaptación a los profesionales clínicos no son requisitos inherentes al análisis cinético de la marcha con plataformas dinamométricas. Por eso, en este estudio se han tenido en cuenta con las siguientes medidas:

- Aunque desde el punto de vista del coste económico, el análisis cinético resulta menos costoso que otras técnicas como la fotogrametría, se ha tenido en cuenta la necesidad de reducir el tiempo dedicado a la valoración. Para ello se ha desarrollado la aplicación informática que recorta el tramo a analizar en los casos de más de un apoyo sobre la plataforma dinamométrica. Con esta medida se reduce significativamente el tiempo dedicado a la valoración y aumenta la efectividad de las mediciones, dado que no es necesario descartar los registros con más de un apoyo sobre la plataforma que se dan con mucha frecuencia en las personas con hemiplejía, sobre todo en las fases incipientes de su recuperación. Secundariamente, se reduce el efecto suelo de la metodología de valoración, dado que permite la valoración de personas con afectación más severa.
- En relación a la validez, dado que no existe consenso en qué variables tienen interés para objetivar las mejoras funcionales de personas con ictus a partir del análisis cinético de marcha [82] y que muchos autores han recurrido a la inspección visual para explicar los hallazgos de sus estudios, se utiliza el ADF ya que ha demostrado utilidad en el análisis de curvas de fuerzas y relación con el estado funcional [92]. Al tratarse de una nueva estrategia de análisis de las curvas de fuerzas, podría contribuir a mejorar la validez del análisis cinético de marcha en la valoración de personas con ictus, dadas las limitaciones del análisis paramétrico tradicional.
- Se ha tenido en cuenta la opinión de los usuarios potenciales, profesionales del ámbito clínico y de la medicina legal, aplicando técnicas de investigación social dirigidas a conocer las necesidades de los usuarios. A partir de esta información es posible mejorar la adaptación de las medidas biomecánicas a los profesionales clínicos.
- En relación a la estabilidad en las medidas independientemente del estado de ánimo, motivación o dolor hay que tener en cuenta que la velocidad espontánea de marcha puede verse afectado por estos factores y que no existe buena repetibilidad entre sesiones [96]. En nuestro estudio se ha tratado de controlar administrando siempre las mismas instrucciones y el mismo protocolo para la adquisición de datos. El dolor se ha valorado mediante la escala EVA.

### 5.1.3. Originalidad de los datos proporcionados por el ADF

Una de las características de este estudio es su originalidad, ya que solamente se ha hallado un trabajo en el que se haya aplicado el ADF al análisis cinético de marcha de personas con hemiplejia. Fue realizado por Belda et al. [92] con una muestra de cincuenta y tres personas con ictus en fase crónica con diferentes tiempos de evolución. En este estudio los participantes fueron valorados una única vez. Se utilizó el mismo procedimiento para la extracción de los factores y coeficientes de ajuste de la componente vertical de la fuerza que se ha utilizado en este trabajo, con lo que ofrece resultados comparables muy relevantes para la interpretación de resultados. Sin embargo, utiliza otro procedimiento para el análisis de las componentes horizontales, no analiza la componente mediolateral y no relaciona los datos con las escalas empleadas en este estudio, aunque sí lo relaciona con la capacidad motora mediante la escala de Mathew modificada [176], que asigna la capacidad motora a partir del balance muscular, MMT.

## 5.2. Patrones de recuperación de la marcha

A lo largo de todo este apartado se discuten los resultados obtenidos en relación al objetivo secundario S1 «*Descripción de patrones de referencia para el control evolutivo de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejia tras un ictus, basados en escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha*».

### 5.2.1. Patrones de recuperación a partir de escalas

Todas las escalas utilizadas en F1, al alcanzar la estabilidad hemodinámica, y en F2, la bipedestación, muestran que hay una mejora funcional importante entre estas dos fases, pese al poco tiempo transcurrido (diez días de media).

**Fuerza muscular.** La función relacionada con la fuerza muscular, valorada mediante MMT, mejora hasta F4, un mes tras el inicio del tratamiento ambulatorio. A partir de este momento no hay mejoría en ninguna de los grupos musculares valorados. Mayoritariamente los integrantes de la muestra no presentan espasticidad a lo largo del estudio y los que sí que tienen, no muestran diferencias entre fases. Esto es indicativo de que la espasticidad no tiene ningun-

na influencia en los resultados referentes a evolución en el tiempo e influencia muy limitada en el resto de resultados obtenidos.

**Actividad de marcha.** La mejora en la actividad de la marcha, valorada a partir de FACHS y FAC, se produce hasta los tres meses del ictus, después no se observa mejora funcional en la medida con estas escalas. Este dato es coherente con la opinión de los autores que apuntan que en la mayoría de personas la recuperación de la marcha ocurre en los tres primeros meses tras el ictus [177]. Sin embargo, la única explicación posible no es un estancamiento funcional a los tres meses, Viosca et al. [18] atribuye este dato a la falta de uso de métodos de valoración lo suficientemente sensibles y detecta mejoría durante el primer año utilizando FACHS.

En F7, cinco meses después del ictus, los resultados son ligeramente peores que en F6 y F8, cuatro y seis meses respectivamente. Aunque no resulta coherente, estas diferencias no son significativas, así que este dato podría estar originado por un sesgo en la muestra de participantes que acudieron a su cita de valoración a los cinco meses del ictus o por las propias limitaciones de las escalas utilizadas para la valoración.

**Función de equilibrio.** La mejora en la función del equilibrio, en la actividad de levantarse de una silla, caminar y volver al origen y en las AVD, registradas respectivamente mediante BBS, TUG y BI, es más importante hasta los tres meses, aunque la tendencia es continuar mejorando hasta el final del estudio. Podemos constatar que se producen mejoras hasta los seis meses del ictus en la función del equilibrio y las AVD. Concretamente, la mejora observada en BBS a los seis meses después del ictus con respecto a los tres es suficiente para indicar que se ha dado una mejoría real en la función del equilibrio al menos en el 75% de la muestra, según el criterio de Stevenson [161].

El estado funcional está relacionado con el grado de fuerza muscular y a la inversa con la edad en todas las escalas valoradas, lo cual es un dato coincidente con la mayoría de estudios sobre este tema. Mayoritariamente no se ha obtenido relación entre las escalas y otros aspectos como el sexo, el IMC, lado u origen del ictus y espasticidad, aunque hay que tener en cuenta que la mayor parte de la muestra no presentó espasticidad.

Se ha visto que las escalas clínicas FAC y FACHS, que valoran marcha, y BBS, BI y TUG, que valoran AVD y marcha y equilibrio combinadas, respectivamente, están muy relacionadas entre sí en la valoración de personas con

ictus en los primeros seis meses. A priori, valoran diferentes aspectos como la actividad de andar, la función del equilibrio y las AVD, pero dada la fuerte asociación obtenida podríamos considerar que a partir de la medida de cualquiera podría estimarse de forma aproximada el resto. En general, también se ha observado una importante asociación entre CNS, CapHS, TCT, BipHS, FACHS, FAC, BBS y BI al alcanzar la estabilidad hemodinámica en F1 y FAC, FACHS, BBS, BI y TUG al finalizar el estudio a los seis meses. Las escalas de F1 que presentan más fuerte la asociación con las escalas de F8 son CapHS y BI. Estos datos son muy relevantes y resultan muy prácticos desde el punto de vista clínico, ya que una valoración sencilla y aplicable a la totalidad de personas con ictus como CapHS podría indicar qué resultado funcional futuro cabe esperar en cada caso. Aunque conviene ser prudente porque al realizar un número importante de correlaciones podrían obtenerse relaciones fruto del azar, los niveles de significación son muy elevados, los coeficientes de correlación muy importantes y la capacidad predictiva de CapHS ya ha sido demostrada por Iñigo [71] en un estudio previo. Además, Duarte et al. [155] obtiene correlaciones comparables a las de este estudio al estudiar la relación entre TCT a la semana del ictus y la función del equilibrio y actividad de marcha a los seis meses, lo cual refuerza la validez de los resultados obtenidos.

El análisis de componentes principales realizado sobre las escalas en F1 muestra que las escalas están relacionadas, pero no aporta información con relevancia clínica adicional al análisis de correlaciones.

En resumen, a partir de la valoración mediante escalas clínicas podemos decir que la actividad de marcha mejora hasta los tres meses y que a partir de entonces se observa un estancamiento, que podría estar justificado por una estabilización real en el estado funcional o por falta de sensibilidad al cambio de las escalas de marcha. Las mejoras en la función relacionada con la fuerza muscular se producen en las primeras semanas y las principales mejoras en la función del equilibrio y las AVD se producen también en los tres primeros meses, aunque continúan las mejoras hasta los seis. La edad y grado de fuerza muscular están relacionados con la funcionalidad. La relación existente entre escalas es indicativa de que la actividad de marcha está relacionada con la función del equilibrio y la habilidad para realizar AVD. La relación entre CapHS o BI al alcanzar la estabilidad hemodinámica está relacionada con el pronóstico funcional a los seis meses tras el ictus. Por último, hay que destacar que escalas de aplicación sencilla y rápida como las escalas del Hospital de Sagunto o FAC proporcionan valoraciones que están muy relacionadas con los de otras escalas más complejas o costosas de administrar como BBS o BI.

### 5.2.2. Patrones de recuperación a partir del análisis biomecánico

#### Velocidad de marcha y tiempo de apoyo

**Velocidad de marcha.** La velocidad de marcha registrada durante las valoraciones ha resultado muy variable, pero coincide con la de otros estudios que realizan análisis de marcha a velocidad libre, Kramers de Quervain et al. [178] obtuvo registros en un rango entre 0.08m/s y 1.04m/s en el periodo comprendido entre una semana tras alcanzar la marcha independiente y el inicio de la rehabilitación y señalaba que sus resultados eran acordes con otros trabajos en diferentes momentos después del ictus. Olney y Richards [29] en un artículo de revisión sitúan las velocidades medias de diferentes estudios entre 0,23m/s y 0,73 m/s, dando muestra de la gran variabilidad en la velocidad de marcha.

La velocidad de marcha está muy relacionada con FAC, FACHS, TUG y MMT, Viosca et al. [148] también encuentra asociación significativa entre velocidad de marcha y FACHS y Kramers de Quervain et al. [178] lo relacionaba con el grado de fuerza muscular. A pesar de lo ampliamente aceptado que está la valoración de la velocidad de marcha como medida objetiva de la habilidad para caminar [148], a partir de los resultados de este estudio podemos considerar que no es más sensible que las propias escalas en la detección de cambios funcionales, ya que no se han detectado diferencias entre fases. Hay que tener en cuenta que la mayor parte de los registros biomecánicos se han tomado a partir de la fase 5, a los tres meses del ictus. Así que, o bien a los tres meses se produce un estancamiento real en la funcionalidad de la persona valorada o bien la velocidad espontánea no es lo suficientemente sensible a cambios como para medir las mejorías funcionales que se producen. El trabajo de von Schroeder et al. [30] apunta que la velocidad de marcha mejora sólo durante los tres primeros meses después del ictus, lo cual sería coherente con nuestros resultados y el trabajo de Belda et al. [92] realizado sobre personas con hemiplejía en fase crónica apuntaba hacia falta de relación entre el tiempo de evolución y la velocidad en la marcha.

Además, hay que tener en cuenta que la velocidad espontánea en análisis cinético de marcha sobre personas sin alteración funcional es una medida con baja repetibilidad entre sesiones que puede estar influenciada por la motivación o el estado de ánimo [96] y que existe gran variabilidad en la velocidad de marcha de diferentes personas con ictus [178, 29] y que depende de la edad. Así que con todo esto podríamos considerar que la velocidad espontánea de marcha no es un buen indicador de recuperación funcional.

**Tiempo de apoyo.** Las diferencias en el tiempo de apoyo entre el lado pléjico y el lado sano coinciden con los datos existentes, mayor tiempo de apoyo en el lado sano [29, 30] y al igual que las escalas clínicas o la velocidad está relacionado con el grado de fuerza muscular. Pero tampoco distingue entre fases, lo cual coincide con los resultados obtenidos en el estudio de von Schroeder et al. [30] que no detectó diferencias en el tiempo de apoyo del lado afecto y sano a lo largo del tiempo. Tampoco se ha hallado relación con la edad.

### Factores obtenidos a partir del ADF

En este apartado se discuten los resultados relativos al objetivo secundario S2 «*Aplicación de nuevas estrategias de análisis de datos alternativas al análisis paramétrico de las curvas de fuerzas del análisis cinético de marcha para obtener las variables de estudio*».

El ADF, tal como se aplica en este estudio, realiza una normalización lineal del tiempo distribuyendo los datos de cada pisada en un número fijo de datos que es independiente de la velocidad o el tiempo de apoyo de cada registro, de este modo la duración de la pisada no influye en las variables biomecánicas de este estudio. La normalización del ADF de las fuerzas de reacción se ha realizado según el procedimiento habitual descrito por otros autores [168], recortando las curvas y normalizando por el peso del sujeto. La selección aleatoria de una curva para la extracción de los componentes principales ha resultado adecuado dada la elevada repetibilidad de los registros y que se ha constatado que no hay diferencias entre los registros seleccionados y el resto.

Desde el punto de vista de las técnicas de análisis de datos biomecánicos, la aplicación del ADF al análisis de curvas de marcha procedentes de personas con ictus ha permitido explicar la variabilidad en la morfología de las curvas de fuerzas propia de las personas con ictus de forma objetiva y cuantitativa. Además ofrece varias ventajas: no utiliza el análisis paramétrico ni la inspección visual de registros y permite la comparación de registros independientemente de la velocidad a la que han sido tomados.

Desde el punto de vista de la aplicación clínica, el ADF ha descompuesto las curvas en factores clínicamente interpretables para describir la variabilidad de la marcha de las personas con hemiplejía. Ha permitido explicar sus características con independencia de la velocidad, apuntando algunos rasgos de la morfología de las curvas que ya señalaban algunos autores [52], como la presencia de dos picos en las fuerzas verticales o la predominancia del pico inicial o final, la importancia de las fuerzas anteroposteriores al principio y al final de

la pisada o la magnitud de las fuerzas mediolaterales. Con esto el análisis no se limita al estudio de la asimetría entre miembros inferiores, la reducción de velocidad o las diferencias con el patrón normal como se ha hecho en la mayor parte de los trabajos. En relación a la asimetría y de acuerdo con Olney y Richards [29] pensamos que no tiene sentido plantearse la simetría en la marcha como objetivo de la recuperación, dado que en el análisis de la variabilidad se pone de manifiesto que tienen influencia tanto las variables tanto del lado afecto como las del lado sano.

A continuación se comenta cada uno de los factores de las fuerzas de reacción clínicamente interpretables que se han obtenido en este estudio:

**Factor vertical 1 (Fz1)** (ver figura 4.2 en la página 91) Explica si la morfología del apoyo se parece más a la forma de «m» de la marcha normal o si se parece más a una onda tipo senoidal o triangular, según la Clasificación de curvas que realizó Jacobs[1]. Este factor, a priori, parece relevante en la valoración de la marcha de las personas con hemiplejía dado que muchos autores describen que la principal alteración se traduce en la pérdida de los dos picos de la «m» [52, 54, 53, 29]. Clínicamente corresponde a menor fuerza en la toma del contacto del talón y en el despegue y mayor fuerza de apoyo coincidiendo con la oscilación del miembro contralateral y se relaciona con baja velocidad de marcha [51]. Coincide en forma con el primer factor vertical del trabajo de Belda et al. [92] en el que aplica el ADF al análisis de curvas de fuerza de una muestra de personas con hemiplejía por ictus en fase crónica con diferentes tiempos de evolución. El hecho de que el primer factor vertical, que es el que explica la mayor variabilidad de la muestra, coincida en ambos estudios refuerza el interés del ADF en el estudio evolutivo de la marcha en personas con ictus. La asociación tan importante entre los coeficientes de ajuste al factor vertical 1 y la velocidad de marcha es indicativa de que están muy relacionadas, de acuerdo con Durá et al. [51] que obtiene diferentes patrones de marcha en función de la velocidad utilizando ADF en el análisis de curvas de fuerzas de personas sin alteración funcional. Podría considerarse que la mayor parte de la variabilidad de las curvas de fuerzas está explicada por la propia variabilidad en la velocidad de marcha propia de las personas con hemiplejía [29].

**Factor vertical 2 (Fz2)** (ver figura 4.2 en la página 91) Hace referencia a si existe un mayor apoyo al principio o al final de la pisada, es decir, si existe un déficit de fuerza en el momento del contacto del talón o en el momento del despegue; lo cual explicaría otra característica de la marcha de las personas con hemiplejía descrita por otros autores. Este factor podría estar relacionado

con las curvas trapezoidal tipo 1 y trapezoidal tipo 2 de la descripción de Jacobs et al. [1], en las que se aprecian diferencias en el pico inicial y final, aunque no coinciden totalmente. También coincide en forma con el segundo factor vertical del trabajo de Belda et al. [92], lo cual también es muy positivo en relación a la aplicación del ADF en el análisis de la marcha de personas con hemiplejía.

**Factor vertical 3 (Fz3)** (ver figura 4.2 en la página 91) Explica si en el valle se produce un único pico mínimo o si se producen dos y no coincide con ninguna de las curvas descritas por Jacobs et al. [1]. Esta característica parece relacionada con el tipo de avance de la pierna contralateral durante la fase de oscilación. Una flexión insuficiente de rodilla y cadera durante la fase de oscilación, propia de personas con debilidad muscular por lesión neurológica, obligaría a emplear otras estrategias de avance del miembro contralateral. El avance con dos impulsos y no un único impulso como se da en la marcha normal podría explicar la morfología con doble pico de este factor. En relación al estudio de Belda et al. [92] también se observan ciertas semejanzas con el tercer factor vertical, aunque no son tan notables como en los dos factores anteriores.

**Factor vertical 4 (Fz4)** (ver figura 4.2 en la página 91) Hace referencia a si el valor mínimo del valle tiene lugar más cerca del inicio de la pisada o más cerca del final, lo cual también guarda relación con la estrategia de avance del miembro que se encuentra en la fase de oscilación. Si el empuje del miembro contralateral para avanzar se produce justo después de la toma de contacto del talón el valle se encontrará al principio, si por el contrario el empuje y el avance se producen en los últimos instantes del apoyo, se producirá más cerca del final. En el trabajo de Belda et al. [92] el cuarto factor vertical también coincide con esta descripción.

**Factor anteroposterior 1 (Fx1)** (ver figura 4.3 en la página 92) Explica si la morfología de la fuerza anteroposterior presenta un pico de fuerza anterior de frenado al inicio de la pisada y un pico de fuerza posterior al final como es característico del patrón de marcha normal o si, por el contrario, la morfología está aplanada y no muestra estos picos. Clínicamente, una morfología aplanada se correspondería con una marcha menos vigorosa tanto en el momento del apoyo del talón como en el momento del despegue del antepié. Este aplanamiento de los picos en la curva anteroposterior está comúnmente relacionado con baja velocidad en la marcha, lo cual resulta coherente con la

fuerte asociación entre los coeficientes de ajuste al factor anteroposterior 1 y la velocidad de marcha y con la importante asociación con el factor vertical 1. Con esto se refuerza el argumento de que la mayor parte de la variabilidad de las curvas de fuerzas está explicada por la propia variabilidad en la velocidad de marcha de las personas con ictus. Según los estudios previos, las características descritas por el factor anteroposterior 1 son un buen indicador del grado de recuperación de la marcha [59, 52].

**Factor anteroposterior 2 (Fx2)** (ver figura 4.3 en la página 92) Hace referencia a la magnitud de la fuerza anteroposterior, dentro de un patrón de marcha que conserva los dos picos de frenado y propulsión habituales.

**Factor anteroposterior 3 (Fx3)** (ver figura 4.3 en la página 92) Este componente distingue si la fuerza anteroposterior que se produce es solamente de frenado o de propulsión. En la marcha normal aparecen tanto las fuerzas de frenado al inicio de la pisada como las fuerzas de propulsión.

**Factor anteroposterior 4 (Fx4)** (ver figura 4.3 en la página 92) Señala si la fuerza de frenado y propulsión tienen lugar más cerca del inicio de la pisada o más cerca del final, lo cual se corresponde con la oscilación del miembro contralateral.

**Factor mediolateral 1 (Fy1)** (ver figura 4.4 en la página 93) Hace referencia a la magnitud de las fuerzas mediolaterales. Un aumento de las fuerzas mediolaterales está relacionado con un aumento de la base de sustentación para ganar estabilidad, a consecuencia de la inestabilidad en la marcha. La inestabilidad está asociada a un grado mayor de afectación funcional [52].

**Factores mediolaterales 2, 3 y 4 (Fy2)(Fy3)(Fy4)** (ver figura 4.4 en la página 93) Señalan diferentes aspectos de las morfologías mediolaterales, que resultan difícilmente interpretables desde el punto de vista clínico.

El análisis de componentes principales realizado sobre estos doce factores ha tenido un fin descriptivo y se ha realizado para obtener un grupo más pequeño de variables independientes que puedan explicar los diferentes patrones de apoyo que hay en la muestra. Este tipo de análisis se hace para centrar posteriormente el análisis estadístico en los factores más importantes, manejando un número de variables menor que las doce iniciales. Según este análisis las más importantes son los coeficientes de ajuste a los factores de las fuerzas

de reacción verticales ( $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ), los coeficientes de ajuste al factor anteroposterior 1 ( $Fx1$ ) y al mediolateral 1 ( $Fy1$ ), tanto del lado afecto como del sano. Podemos considerar que estas seis variables identifican las características más relevantes en la variabilidad de la morfología de las curvas de fuerza de personas con hemiplejía por ictus en los seis primeros meses de su recuperación.

Uno de los resultados más llamativos es la importancia de los coeficientes de ajuste de  $Fz1$  tanto para el lado afecto como para el sano. Los coeficientes de ajuste al factor 1 están presentes en cuatro de los cinco componentes obtenidos y tienen un peso muy grande en los primeros, que son los que explican la mayor parte de la variabilidad de la muestra. Esto significa que el hecho de que la morfología de la fuerza vertical se parezca más a la forma de «m» de la marcha normal o a una onda tipo senoidal o triangular es un aspecto que explica gran parte de las diferencias en las características de los registros de marcha de las personas con ictus y, dada la fuerte asociación de este componente con la velocidad de marcha, podemos considerar que la mayor parte de la variabilidad de las curvas de fuerzas de las personas con ictus tienen que ver con la rapidez con la que caminan.

Otro aspecto que llama la atención es que la contribución de las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales para explicar la variabilidad de la muestra se limita al primer factor de cada una de ellas. En el caso de la fuerza anteroposterior al factor 1 ( $Fx1$ ) que es indicador del grado de afectación funcional en la marcha y que también está relacionado con la velocidad. En el caso de la fuerza mediolateral, al factor 1 ( $Fy1$ ), indicador del grado de afectación funcional y relacionado con la estabilidad.

Por último, resulta relevante que los resultados del análisis de componentes principales sobre los factores del ADF tienen en cuenta tanto el lado afecto como el sano, lo cual es indicativo de que existen alteraciones en el patrón de marcha en ambos lados, bien por la lesión orgánica o bien por compensación. Por este motivo, la valoración de la marcha mediante el cálculo de la asimetría no daría resultados válidos en personas con ictus, dado que el IS no sería proporcional al grado de afectación funcional.

En resumen, los datos ofrecidos por el ADF describen las características de la marcha de las personas con hemiplejía en los seis primeros meses tras el ictus. La mayor parte de la variabilidad está explicada por los coeficientes de ajuste a los factores  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$ . Resulta muy relevante que la morfología de los cuatro factores verticales de este estudio resulten

muy semejantes a los de Belda et al. [92], dado que el mismo procedimiento de análisis produce resultados equivalentes en dos muestras diferentes de personas con ictus con diferentes tiempos de evolución. El hecho de que el primer factor anteroposterior y el primer factor mediolateral estén relacionados con características de las curvas de fuerzas descritas por otros autores mediante inspección visual, refuerza el interés de la aplicación del ADF en el análisis cinético de marcha de las personas con hemiplejia por ictus. A partir de los coeficientes de ajuste a los principales factores de las curvas de fuerza verticales, anteroposteriores y mediolaterales obtenidos con ADF, podemos describir de forma objetiva y cuantitativa la variabilidad en la marcha de las personas con ictus.

### **Fiabilidad del ADF de las fuerzas de reacción**

Para analizar la fiabilidad de los datos que proporciona el ADF, se ha analizado la repetibilidad de los coeficientes de ajuste a los factores de registros obtenidos en una misma condición; es decir, la repetibilidad de distintas medidas de una misma persona, de un mismo lado y en la misma sesión de valoración. Para el análisis de la regularidad de las curvas de marcha hay descritas distintas estrategias, pero que no existe consenso en cuanto a cuál utilizar, no todas resultan fáciles de aplicar y no todas proporcionan resultados fácilmente comprensibles [179]. El ICC ha sido empleado en el estudio de fiabilidad de curvas de marcha para analizar qué partes de las curvas son más repetibles [180], pero con un procedimiento diferente al que se ha empleado en este trabajo. En este estudio la aplicación del ICC en el análisis de la regularidad parece adecuado dado que el ADF reduce las curvas a un valor numérico, el coeficiente de ajuste a los factores. Ha permitido comprobar que los coeficientes de ajuste a los factores son repetibles y, por tanto, la aplicación del ADF es un procedimiento fiable en el análisis cinético de la marcha en personas con ictus.

El hecho de que se haya obtenido una repetibilidad excelente  $Fz1$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$  y adecuada para  $Fz3$ , confirma la fiabilidad de esta metodología de valoración y la equipara a los datos obtenidos para la marcha normal mediante el análisis paramétrico [96]. A efectos prácticos, este resultado contribuye a simplificar el procedimiento de valoración, ya que dada la excelente repetibilidad podemos considerar que con la adquisición de pocos registros puede conseguirse un resultado muy fiable.

Así, el presente trabajo resulta muy relevante por su originalidad, tanto por la técnica de análisis de las curvas de fuerza empleada, el ADF, como por la información que proporciona: fiable y única hasta el momento.

### 5.2.3. Indicadores de recuperación de la marcha

En este subapartado se discuten los resultados relativos al objetivo secundario S3 «*Estudio de la relación entre las escalas clínicas y las variables del análisis cinético de la marcha* para la obtención de indicadores de recuperación». Teniendo en cuenta el análisis de los factores más importantes, Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fx1 y Fy1, a partir de test de Anova presentados en el apartado 4.4 en la página 96 se han obtenido resultados que pueden contribuir a la obtención de indicadores para la recuperación de la marcha.

#### Indicadores en relación al tiempo de evolución

Los modelos para las variables analizadas en función de la fase de estudio, que es proporcional al tiempo transcurrido tras el ictus, muestran que las variables biomecánicas sensibles a la evolución en el tiempo son Fz3, Fx1 y Fy1 y que dependen del lado. Algunos autores como Bowden et al. [59] y Béseler [52] han considerado que la recuperación de las fuerzas anteroposteriores y la reducción de las fuerzas mediolaterales son buenos indicadores de recuperación funcional, lo cual es coherente con estos resultados. Fz1, que explica la mayor parte de la variabilidad, no es sensible a diferencias entre fases lo cual es coherente con el resultado obtenido por Belda et al. [92] que tampoco apuntaba hacia una relación entre el tiempo transcurrido tras el ictus y el primer componente vertical.

Teniendo en cuenta los mismos modelos, podría decirse que la mayor parte de la recuperación de la actividad de la marcha se produce desde que alcanzan la bipedestación hasta los tres meses del ictus y que estas variables son sensibles a los cambios que se producen. También son sensibles a la evolución en el tiempo hasta los tres meses FAC y FACHS, pero los coeficientes de ajuste a los factores son medidas objetivas y tienen mayor sensibilidad al cambio que las escalas. Así, consideramos que estas variables biomecánicas tienen interés para valorar la recuperación de la función como complemento a la información que proporcionan las escalas clínicas mediante observación directa. El dato más relevante de este estudio que justifica la necesidad del análisis cinético de marcha es que solamente la variable Fy1 es claramente sensible a los cambios que se producen después de los tres meses del ictus, cuando la mayor parte de las escalas clínicas utilizadas dejan de detectar mejorías. Esta aportación

reforzaría la opinión de autores como Viosca et al. [18] que apuntan que la causa de que no se observen mejoras después de tres meses es la falta de uso de métodos de valoración lo suficientemente sensibles, lo cual está fuertemente relacionado con el objetivo principal de este estudio. El hecho de que este resultado se apoye en una submuestra de tan sólo diez casos le da mayor relevancia al resultado, dado que tiene la suficiente importancia como para ser detectado con un número pequeño de casos.

El hecho de que la variable  $Fy1$ , correspondiente a la magnitud de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción y relacionada con la función del equilibrio, haya sido la variable que distingue las diferencias que se dan a partir de los tres meses resulta coherente con el hecho de que BBS, que también valora el equilibrio, haya detectado mejoría en las últimas fases, aún cuando FAC y FACHS no detectaban mejoría. A la vista de los resultados podría considerarse que después de los tres meses la mejoría en la actividad de la marcha se basa en una mejora en la función del equilibrio, lo cual es congruente con las impresiones clínicas de algunos expertos que señalan que el restablecimiento en la función del equilibrio posibilita la recuperación de la marcha. Este dato es coherente, además, con la afirmación descrita por von Schroeder et al. [30]: «la alteración en la marcha se debe a la dificultad de apoyar sobre un miembro inestable».

### **Indicadores en relación al estado funcional basal**

Los modelos para las variables analizadas en función del valor de FACHS y FAC en F3, al alcanzar la bipedestación, muestran que el estado funcional al inicio de la recuperación tiene influencia tanto en el patrón de marcha, como en la recuperación de la marcha. En relación a la recuperación de la marcha, el resultado más relevante es que la variable  $Fy1$  mide mejoría y, además, depende del valor de FACHS en F3. Teniendo en cuenta que los resultados obtenidos al realizar el análisis con FACHS en F3 proporcionan más información que FAC en F3, podríamos considerar que la valoración con una escala más exigente como FACHS proporciona más información en personas con ictus.

### **Indicadores en relación a las escalas clínicas**

**Actividad de marcha.** Los modelos para las variables biomecánicas analizadas en función de las escalas clínicas FACHS, FAC, MMT y BBS muestran que  $Fx1$  y  $Fy1$  son las variables que mejor se ajustan a las escalas de valoración de marcha, también que distinguen mejor los niveles de FACHS que los de FAC. Hay que tener en cuenta que FACHS es más exigente que FAC en sus

niveles funcionales más altos y tiene menor efecto techo. Esto es debido a que dedica tres niveles a la marcha independiente, mientras que FAC sólo dos y que el nivel funcional más alto de FACHS tiene más requisitos que el correspondiente en FAC. Una valoración de cinco en FACHS exige normalidad total en la marcha tanto desde el punto de vista de la función como desde el punto de vista estético, sin ningún tipo de limitación y con capacidad incluso caminar en tándem o de puntillas (ver apéndice documental C.8 en la página 170); en cambio, la valoración equivalente en FAC sólo exige marcha independiente con posibilidad de salvar desniveles o rampas (ver apéndice documental C.9 en la página 172). Esta justificación se ve respaldada por el hecho de que tanto Fx1 como Fy1 otorgan a la mayor valoración de FACHS valores más altos que a la equivalente en FAC.

**Fuerza muscular.** Los modelos muestran también que Fx1 y Fz1 distinguen los diferentes grados de fuerza muscular en el tibial anterior, Fz1 presenta diferencias en función del lado y distingue mejor que Fx1 entre los niveles cuatro y cinco de MMT. Este dato coincide con el del trabajo de Belda et al. [92], en el que se establecía relación entre Fz1 y la capacidad motora valorada mediante la escala de Mathew [176] que llamativamente está basada en MMT.

**Función del equilibrio.** Fz3, Fx1 y Fy1 establecen diferencias para los diferentes niveles de BBS, lo cual apunta a que una mejoría en estas variables indicaría una mejora en la función del equilibrio, de acuerdo con Béseler [52].

En resumen, a partir de los resultados obtenidos podemos considerar que:

- Fy1 es la variable que permite medir la evolución en la marcha durante los seis primeros meses después del ictus, incluso cuándo la mayoría de instrumentos de valoración o variables biomecánicas dejan de ser sensibles a cambios. Está relacionada, además, con la función del equilibrio, medida con BBS, y el valor de Fy1 depende significativamente de la funcionalidad en la marcha al alcanzar la bipedestación. Con estos datos podemos considerar que la estabilidad en la marcha es un aspecto susceptible de mejora durante los seis primeros meses tras el ictus y que depende del estado funcional al inicio, cuando alcanza la bipedestación.
- Fx1 valora cambios en la marcha que se producen a lo largo del tiempo, es proporcional al grado de funcionalidad en la marcha, distingue entre diferentes niveles de FACHS y FAC y está fuertemente relacionado con la velocidad de marcha y con Fz1. Además, es proporcional al

grado de fuerza muscular y distingue entre niveles de MMT, aunque con menor poder discriminatorio que Fz1. También está relacionada con la función del equilibrio medida con BBS y depende significativamente de la funcionalidad en la marcha al alcanzar la bipedestación.

- Fz1 es la variable que más contribuye a explicar la variabilidad de las curvas de marcha en la muestra de estudio, es proporcional al grado de funcionalidad en la marcha y al grado de fuerza muscular, está muy relacionada con la velocidad y con Fx1. Es la variable que mejor distingue entre diferentes valores de MMT, sobre todo cuando en grados de fuerza muscular de cuatro y cinco y depende significativamente de la funcionalidad en la marcha al alcanzar la bipedestación.
- Fz3 permite medir evolución en la marcha y está relacionada con la función del equilibrio, medida con BBS y depende significativamente de la funcionalidad en la marcha al alcanzar la bipedestación.
- Otras variables como Fz2 o Fz4, importantes para explicar la variabilidad en la morfología de los registros, estarían explicando estrategias de apoyo que se dan en las personas con ictus, pero no se han obtenido resultados que puedan indicar que están relacionadas con otros aspectos estudiados en este trabajo.
- La ausencia de relaciones entre variables biomecánicas y tiempo transcurrido tras el ictus, funcionalidad de la actividad de marcha al alcanzar la bipedestación o valor de las escalas clínicas podría deberse a que realmente no existan estas relaciones o que la muestra sea insuficiente para detectar estos efectos.
- Aunque se han objetivado algunas diferencias en función del miembro de apoyo, según sea el afecto o el sano, puede verse que estas diferencias no son proporcionales al grado de alteración funcional, por lo que el IS no sería un buen indicador de recuperación funcional.

### 5.3. Especificaciones de diseño en relación a las necesidades

En este apartado se revisan los resultados obtenidos en relación al objetivo secundario S3 «*Descripción de las necesidades de usuarios potenciales de dicha metodología de valoración de los ámbitos de la Medicina Física y Rehabilitación y la Medicina Legal*».

La técnica de investigación social empleada para obtener las necesidades de los profesionales de un servicio de rehabilitación, el grupo de discusión, es adecuada para obtener información cualitativa acerca de las necesidades de un grupo de usuarios. Por lo tanto, adecuada al inicio de un desarrollo. Además, dado el grado de acuerdo de los participantes, los resultados obtenidos proporcionan un marco de referencia de utilidad en la consecución del objetivo principal del trabajo que debe tomarse en consideración. Además, el hecho de que los médicos forenses hayan manifestado un acuerdo total con los resultados obtenidos previamente les otorgan validez para su aplicación en el ámbito médico-legal.

Teniendo en cuenta las necesidades manifestadas por los usuarios, presentadas en el apartado 4.5 en la página 101, y también los resultados obtenidos en este estudio, se han planteado una serie de especificaciones de diseño. Estas especificaciones deberían tenerse en cuenta para garantizar que la metodología de valoración propuesta es transferible a los ámbitos de la rehabilitación y de la medicina legal y que su uso podría ser generalizable. Estas especificaciones son:

- **Equipamiento**

La aplicación de los resultados de este estudio requieren del uso de una plataforma dinamométrica que proporcione las tres componentes de las fuerzas de reacción con suficiente precisión y fiabilidad y del espacio suficiente para su instalación. Con esto no podría atenderse la necesidad planteada por los usuarios de no necesitar espacio o infraestructuras adicionales al de las consultas médicas. Con una aplicación informática adecuada que realizase los cálculos del ADF automáticamente y devolviese resultados relacionados con parámetros de evolución comprensibles, sí podría ser lo suficientemente robusto y fácil de utilizar para que se generalizase su uso por parte del equipo clínico de un Servicio.

- **Protocolo de valoración**

Dado que en este estudio los coeficientes de ajuste a los factores del ADF (las variables biomecánicas  $Fz1$ ,  $Fz3$ ,  $Fx1$  y  $Fy1$ ) han sido muy repetibles, el protocolo de valoración podría limitarse a la obtención de una sola pisada con cada pie sobre la plataforma. La aplicación que se ha puesto a punto para este estudio recorta la pisada a analizar en los casos de doble o triple apoyo con un solo pie sobre la plataforma. Así se reduce considerablemente el tiempo dedicado a la valoración con respecto al protocolo propuesto por el sistema NedAMH/IBV, que requiere un

mínimo de seis pisadas válidas con cada pie sobre la plataforma y no admite como válidos los registros con doble o triple apoyo. Con esto se atendería una de las necesidades: que la valoración sea rápida y no contener muchas instrucciones.

- **Aplicación informática**

La aplicación informática debería ser lo suficientemente usable y adaptada al entorno clínico como para contribuir a los requisitos de sencillez, rapidez y robustez exigidos, tanto en la adquisición de datos como en la presentación de resultados. Además, debería incorporar el cálculo automático de los componentes de las ADF, los patrones de referencia para el control evolutivo, los valores de referencia en relación a FAC, FACHS, MMT o BBS o el estado funcional al inicio y los informes requeridos para atender las necesidades de los usuarios.

- **Informes**

Los usuarios manifestaron la importancia de mostrar la evolución del paciente numérica y gráficamente y acompañar los datos de una escala clínica. Con lo cual los informes deberían hacer referencia a los patrones de recuperación tras el ictus mediante escalas y variables biomecánicas, dados los resultados obtenidos.

## 5.4. Metodología de valoración propuesta

El objetivo principal de este proyecto es *«el desarrollo de una metodología para la valoración objetiva de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejía tras un ictus basada en el uso combinado de escalas clínicas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha adecuado a las necesidades de un servicio de rehabilitación hospitalario y de la valoración médico-legal»*. A partir de los resultados obtenidos en este trabajo se propone una metodología de valoración, que se presenta esquemáticamente en la figura 5.1 y se expone a continuación. La premisa seguida al plantearla ha sido obtener la mayor información posible con los menores recursos, pero cubriendo los requisitos exigidos por los profesionales.

### 5.4.1. Valoración al alcanzar la estabilidad hemodinámica

El primer aspecto a considerar sería la valoración al alcanzar la estabilidad hemodinámica como indicador pronóstico del grado de recuperación funcional

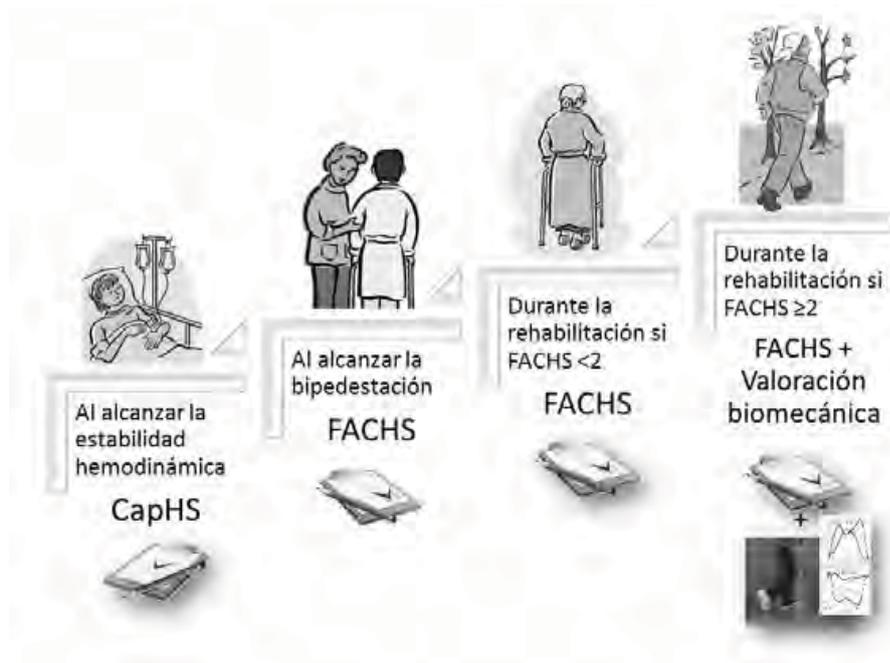


Figura 5.1: Representación esquemática de la metodología de valoración de la recuperación de la marcha propuesta.

en la marcha (y en las AVD y el equilibrio, dado lo relacionados que están) a los seis meses. La valoración al alcanzar la estabilidad hemodinámica estaría basada en escalas clínicas dado que la valoración biomecánica no sería viable porque no podría llevarse a cabo en la mayor parte de los casos. Sería adecuado realizar esta valoración mediante la escala clínica CapHS por los siguientes motivos:

- Presenta los mayores grados de asociación con el estado funcional a los seis meses tras el ictus. BI también está muy relacionado, pero presenta dos inconvenientes: su administración es más costosa y valora aspectos de las AVD que están condicionados por las pautas hospitalarias, por lo que los resultados podrían no resultar totalmente válidos.
- No tiene efecto suelo y se puede aplicar a cualquier paciente sea cual sea su situación funcional, con lo cual este indicador sería aplicable a la totalidad de las personas con ictus.
- Su administración es muy rápida y sencilla.

- Los niveles de CapHS son coincidentes con los niveles de FACHS, así que resultaría muy sencillo explicar cuál es el pronóstico funcional en la marcha a los seis meses a partir de la valoración inicial con CapHS.
- Su capacidad para predecir el pronóstico funcional en personas con ictus en fase aguda ha sido demostrado previamente [71].

#### 5.4.2. Valoración al alcanzar la bipedestación

Al alcanzar la bipedestación sería clave valorar con la escala clínica FACHS, dado que condiciona el patrón de recuperación futuro tal como se ha visto en el apartado 4.4.2; además, sería adecuada por varios motivos:

- No tiene efecto suelo, se puede aplicar a cualquier persona sea cual sea su situación funcional, con lo cual sería aplicable a la totalidad de las personas con ictus.
- El principal aspecto a valorar durante la rehabilitación es la actividad de marcha.
- FACHS está muy relacionada con BI y con BBS; es decir, con las AVD y el mantenimiento del equilibrio respectivamente, con lo que ofrece un resumen del estado funcional de la persona valorada que cubre bastantes aspectos.
- Su administración es muy rápida y sencilla.
- Frente a FAC, tiene la ventaja de que tiene menor efecto techo y es más sensible y sus niveles están más claramente establecidos en los niveles funcionales altos, según se ha visto a través de las variables biomecánicas  $Fx1$  y  $Fy1$ . Otro aspecto a favor de FACHS frente a FAC es que en función de su valoración al alcanzar la bipedestación se observan cambios en  $Fy1$ , que es la variable más sensible a cambios en este estudio.

#### 5.4.3. Valoración durante el proceso de rehabilitación

##### Si FACHS es menor que dos

Durante el proceso de rehabilitación y mientras FACHS sea menor que dos, la valoración se continuará realizando mediante la escala clínica FACHS por los motivos expuestos en el apartado 5.4.2 y porque la valoración biomecánica tiene efecto suelo y no resulta aplicable a personas con un nivel de FACHS menor de dos, correspondiente a «*Deambulaci3n de interior o por el domicilio*».

### Si FACHS es mayor o igual a dos

Una vez alcanzado el nivel dos en FACHS sería adecuada la realización de la valoración biomecánica. Su objetivo sería obtener una valoración objetiva y cuantitativa, sensible a cambios menores que la valoración mediante escalas, sin efecto techo y obtener indicadores relacionados con el equilibrio y el grado de fuerza muscular. A partir de los tres meses después del ictus resultaría clave para identificar los casos en los que continúan dándose mejoras funcionales que las escalas no muestran en este estudio, incluso con valores de cinco en FACHS. Las variables de interés serían  $Fy1$ ,  $Fz1$ ,  $Fx1$  y  $Fz3$ , por este orden.

El protocolo de valoración biomecánica propuesto a partir de la experiencia aportada por este estudio es perfectamente transferible a nuevos usuarios y su uso podría generalizarse. A continuación se presenta su descripción normalizada, señalando el sistema de valoración utilizado, protocolo de medida y resultados que proporciona.

**Método de valoración biomecánica propuesto** *En esta prueba se valora el patrón cinético (fuerzas de reacción que ejerce el miembro inferior) durante la fase de apoyo de la marcha humana. El sistema de valoración utilizado consta de una plataforma dinamométrica, una aplicación informática para el registro de datos y análisis de resultados que aplica ADF. Para llevar a cabo la valoración se comparan los parámetros obtenidos en ambas extremidades con valores de referencia de personas con ictus candidatas a seguir un programa de rehabilitación de la marcha seguidas a lo largo de seis meses, segmentados por lado (muestra de referencia), teniendo en cuenta el tiempo transcurrido tras el ictus.*

*El protocolo de medida consiste en caminar por un pasillo de marcha a una velocidad confortable para la persona valorada. El sistema registra las fuerzas de reacción en sus tres componentes: vertical, mediolateral y anteroposterior cuando el paciente pisa sobre la plataforma dinamométrica. Para realizar la valoración basta con disponer de una pisada con cada pie.*

*Como resultado de la valoración el sistema proporciona para cada lado, afecto y sano, los coeficientes de ajuste a cuatro factores de las fuerzas de reacción, obtenidos mediante ADF de la muestra de referencia:*

- *Factor mediolateral 1,  $Fy1$ . Mide evolución en el tiempo y es sensible a las mejoras que se producen durante los primeros seis meses después del ictus, está relacionada con la función del equilibrio y es mejor cuanto*

*mejor FACHS o FAC se dé en el momento en el que el paciente alcance la bipedestación. A menor valor de  $Fy1$ , mejor función.*

- *Factor anteroposterior 1,  $Fx1$ . Mide evolución en el tiempo, está relacionada con la funcionalidad en la actividad de marcha, el grado de fuerza muscular y la función de equilibrio y es mejor cuanto mejor FACHS o FAC se dé en el momento en el que el paciente alcance la bipedestación. A menor valor de  $Fx1$ , mejor función.*
- *Factor vertical 1,  $Fz1$ . Está relacionada con la funcionalidad en la actividad de marcha y el grado de fuerza muscular y es mejor cuanto mejor FACHS o FAC se dé en el momento en el que el paciente alcance la bipedestación. A mayor valor de  $Fz1$ , mejor función.*
- *Factor vertical 3,  $Fz3$ . Mide evolución en el tiempo, está relacionada con la función de equilibrio y depende significativamente de la funcionalidad en la actividad de marcha al alcanzar la bipedestación. A menor valor de  $Fz3$ , mejor función.*

*La repetibilidad de los coeficientes de ajuste es excelente para  $Fy1$ ,  $Fx1$  y  $Fz1$  y adecuada para  $Fz3$ . El sistema compara gráficamente los resultados obtenidos con los valores correspondientes de la muestra de referencia teniendo en cuenta el tiempo de evolución tras el ictus.*

Adicionalmente y en relación a las necesidades manifestadas por los usuarios, el sistema de valoración debería proporcionar a los usuarios informes de evolución de la persona evaluada con resultados numéricos y gráficos, acompañados de una escala que permitiese categorizarlos, interpretarlos fácilmente y compararlos entre sí, simplificando los resultados con respecto a las técnicas de valoración biomecánica actuales. En este sentido, la propuesta contempla que los informes de resultados tengan un aspecto equivalente al que se muestra en la figura 5.2, dónde se representa el valor de  $Fy1$  durante los controles de los seis primeros meses tras el ictus teniendo en cuenta los percentiles 25, 50 y 75 de los coeficientes de ajuste a  $Fy1$  y los niveles correspondientes en FACHS. Este tipo de informe respondería a las necesidades manifestadas por los usuarios y es muy semejante a un modelo ampliamente extendido en el ámbito clínico que resulta perfectamente comprensible para la población en general, como son los patrones de crecimiento infantil de la OMS [181], presentes en las cartillas o documentos de salud infantil de diferentes Comunidades Autónomas en España.

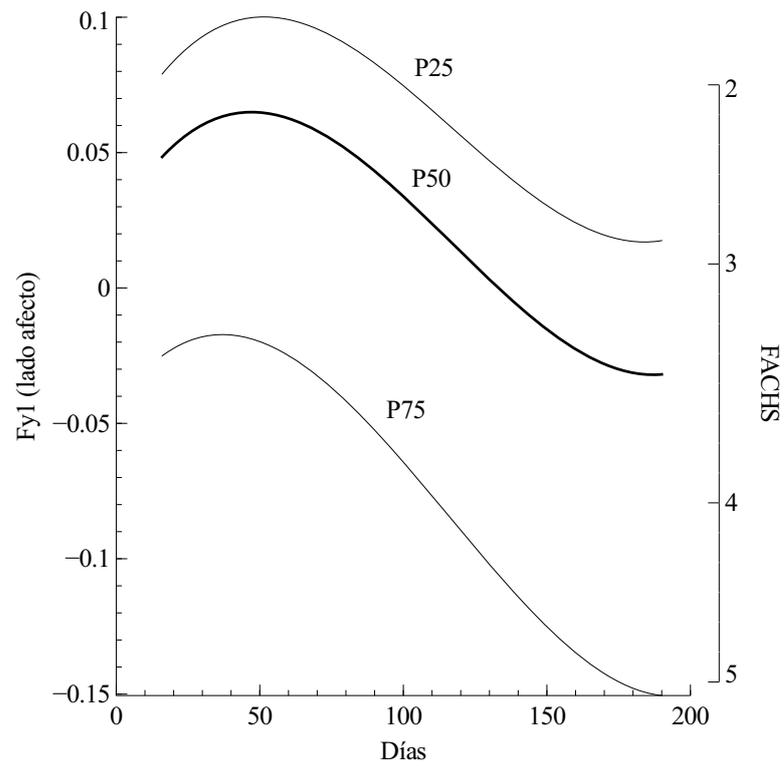
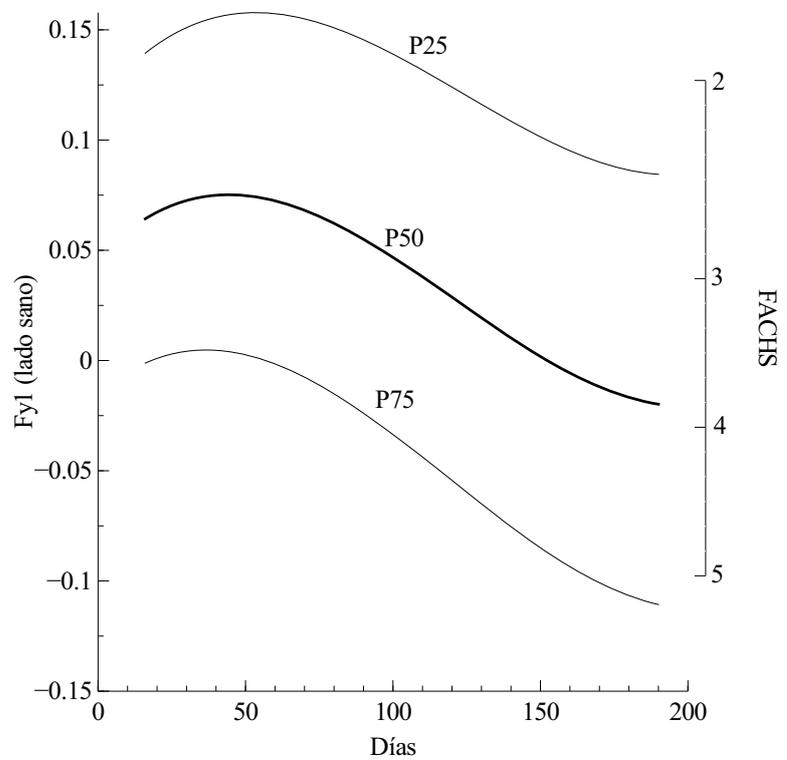
(a) *Lado afecto*(b) *Lado sano*

Figura 5.2: Informe de evolución a partir de los resultados de  $Fy1$  en controles sucesivos. El sistema de valoración o el propio evaluador debe marcar en el gráfico el valor de  $Fy1$  en cada valoración para seguir su recuperación.

#### 5.4.4. Consideraciones finales sobre la metodología de valoración propuesta

Teniendo en cuenta ahora la metodología de valoración biomecánica propuesta, repasando de nuevo los criterios de Brand [79] podemos añadir a los ya destacados en el apartado 5.1.2 en la página 108 que:

- Distingue entre diferentes niveles funcionales, tal como se ha visto en los resultados de este estudio.
- Valora cambios evolutivos en la marcha a lo largo de los seis primeros meses tras el ictus de forma objetiva y cuantitativa. Estos cambios no serían fácilmente detectables por un clínico experto mediante la inspección visual, el uso de escalas clínicas fiables o válidas o el registro de la velocidad espontánea de marcha.
- Ha resultado válida en la valoración de personas con ictus, demostrando que los parámetros que proporciona son proporcionales al grado de afectación en la marcha, equilibrio y grado de fuerza muscular de personas con ictus.
- Proporciona información que no está relacionada con la velocidad espontánea de marcha, como los coeficientes de ajuste a los factores  $Fy1$  o  $Fz3$ , con lo que es posible exponer información que queda enmascarada por el efecto de la motivación o el estado de ánimo sobre la velocidad de marcha en el momento de la valoración.
- Aunque no se ha estudiado su coste en relación a la efectividad de su aplicación, hay que tener en cuenta que con la aplicación utilizada para el recorte de pisadas válidas y la justificación de utilizar una sola pisada para la valoración, se reduce considerablemente el tiempo dedicado a la valoración.
- Se ajusta a las necesidades de los usuarios potenciales, con lo que se convierte en una metodología transferible y aplicable a distintos ámbitos como la Medicina Física y la Rehabilitación y la Medicina Legal y Forense.

Además, en relación con los problemas que justificaban la necesidad de este estudio, podemos considerar que la metodología de valoración descrita:

- Aprovecha de forma conjunta las virtudes de las escalas clínicas y técnicas instrumentales de valoración de marcha.

- Con el ADF salva las limitaciones del análisis paramétrico de curvas procedentes del análisis de marcha y explica de forma objetiva y cuantitativa la variabilidad en la marcha de las personas con ictus, los cambios evolutivos y su repercusión funcional.
- Avanza en relación al objetivo de desarrollo propuesto por la SERMEF [6]: «desarrollo de un método de evaluación adecuado para uso clínico, basado en el marco general que ofrece la CIF para evaluar los resultados de un programa de rehabilitación sobre el paciente con ictus».
- Dada la elevada fiabilidad de los coeficientes de ajuste y que se han caracterizado patrones de recuperación de personas con ictus, esta metodología de valoración permitiría aplicar dos estrategias para el diagnóstico de la simulación de personas con hemiplejía: analizar coherencia con la forma clínica del proceso y el estudio de la repetibilidad entre registros.
- Contribuye al objetivo principal de la VDC, extraído de su propia definición: «conocer con la máxima exactitud y objetividad las consecuencias de un suceso traumático y obtener una evaluación final que permita establecer las consecuencias exactas del mismo».

## Capítulo 6

# Conclusiones y líneas futuras de trabajo



## 6.1. Conclusiones

Las conclusiones obtenidas a partir de los resultados de este trabajo son:

1. La metodología propuesta para la valoración de la recuperación de la marcha de las personas con ictus, basada en escalas clínicas de aplicación rápida y en análisis cinético de marcha, proporciona información objetiva y se ajusta a las necesidades descritas por profesionales médicos del ámbito de la Medicina Física y la Rehabilitación y de la Medicina Legal.
2. Los patrones de recuperación de la marcha de las personas con ictus están basados en la Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto al alcanzar la bipedestación y los coeficientes de ajuste a los factores  $Fy1$  (componente mediolateral de las fuerzas de reacción),  $Fx1$  (componente anteroposterior),  $Fz1$  y  $Fz3$  (componente vertical), obtenidos mediante Análisis de Datos Funcionales de las fuerzas de reacción.
3. Con el Análisis de Datos Funcionales se han descrito la variabilidad en las fuerzas de reacción y los cambios en la función de marcha, equilibrio y grado de fuerza muscular durante los seis primeros meses tras el ictus, de forma objetiva, cuantitativa, fiable y con independencia de la velocidad de marcha o el tiempo de apoyo.
4. El pronóstico funcional de marcha a los seis meses del ictus depende de la capacidad para realizar cambios posturales al alcanzar la estabilidad hemodinámica y de la funcionalidad en la marcha al alcanzar la bipedestación, siendo mejor en las personas con mejores valoraciones en la Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto y la Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto.
5. Los coeficientes de ajuste al factor  $Fy1$  permiten detectar cambios funcionales en la actividad de marcha hasta los seis meses del ictus, mientras que en este trabajo las escalas clínicas detectan mejoras en la actividad de marcha solo durante los tres primeros meses tras el ictus y la velocidad espontánea de marcha no es más sensible que las propias escalas.
6. Los coeficientes de ajuste al factor  $Fz1$  explican la mayor parte de la variabilidad en las características de la marcha de las personas con ictus, están relacionados con la velocidad de marcha y permiten discriminar diferentes grados de fuerza muscular.

7. Los índices de simetría no son buenos indicadores del grado de recuperación funcional en personas con ictus, dado que las alteraciones en el patrón de marcha afectan tanto al lado pléjico como al sano.
8. La información que proporciona la metodología de valoración propuesta tiene interés en el diagnóstico médico-legal de la hemiplejía exagerada o disimulada y en el control evolutivo de las personas con ictus.

## 6.2. Líneas futuras de trabajo

Las líneas futuras de trabajo a partir de los resultados de este estudio son:

1. Ampliar el número de casos estudiados siguiendo la metodología de valoración propuesta para validarla, establecer patrones de recuperación más robustos y estudiar el efecto de posibles variables perturbadoras sobre los mismos.
2. Profundizar en la aplicación del Análisis de Datos Funcionales al análisis de marcha de las personas con ictus para valorar otras informaciones complementarias de interés.
3. Buscar soluciones tecnológicas alternativas a la plataforma dinamométrica actual para que el registro de las fuerzas de reacción en sus tres componentes se realice en el contexto de una consulta médica estándar.
4. Explorar la viabilidad e interés de abordar un nuevo desarrollo tecnológico que implemente la metodología propuesta.
5. Explorar la utilidad del Análisis de Datos Funcionales como alternativa al análisis paramétrico de las curvas de fuerzas en otras patologías diferentes al ictus.

# Bibliografía

- [1] Jacobs NA, Skorecki J, Charnley J; Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait; *Journal of Biomechanics*; 1972; 5(1):11–34.
- [2] Instituto de Biomecánica de Valencia; Fondo fotográfico.
- [3] Delank H; Guía de Neurología; Ediciones Grass: Barcelona; 1993.
- [4] Carrera M, Rufino A, Rodríguez M, y colaboradores; Plan de atención al Ictus en la Comunitat Valenciana 2011-2015; Generalitat Valenciana, Conselleria de Sanitat; 2011.
- [5] Jorgensen N, Cabañas M, Oliva J, Rejas J, Leon T; Los costes de los cuidados informales asociados a enfermedades neurológicas discapacitantes de alta prevalencia en España; *Neurología*; 2008;23(1):29–39.
- [6] Duarte E, Alonso B, Fernández MJ, Fernández JM, Flórez M, García-Montes I, Gentil J, Hernández L, Juan FJ, Palomino B, et al.; Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. recomendaciones de la sociedad española de rehabilitación y medicina física, 2009; *Rehabilitación*; 2010; 44(1):60–68.
- [7] Teasell R, Foley N, Salter K, Bhogal S, Jutai J, Speechley M; Evidence-based review of stroke rehabilitation: executive summary; *Topics in Stroke Rehabilitation*; 2009;16(6):463–488.
- [8] Ringleb PA, Bousser MG, Ford G, Bath P, Brainin M, Caso V, Cervera, Chamorro A, Cordonnier C, Csiba L, et al.; Guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack 2008; *Cerebrovasc Dis*; 2008;25(5):457–507.

- [9] Maulden SA, Gassaway J, Horn SD, Smout RJ, DeJong G; Timing of initiation of rehabilitation after stroke; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 2005;86(12):34–40.
- [10] Horn SD, DeJong G, Smout RJ, Gassaway J, James R, Conroy B; Stroke rehabilitation patients, practice, and outcomes: is earlier and more aggressive therapy better?; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 2005;86(12):101–114.
- [11] Kalra L, Langhorne P; Facilitating recovery: evidence for organized stroke care; *Journal of Rehabilitation Medicine*; 2007;39(2):97–102.
- [12] Evans A, Perez I, Harraf F, Melbourn A, Steadman J, Donaldson N, Kalra L; Can differences in management processes explain different outcomes between stroke unit and stroke-team care?; *The Lancet*; 2001; 358(9293):1586–1592.
- [13] Sánchez I, Ferrero J, Aguilar J, JM C, JA C, MT F, Peña A, Zambudio R; Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física; Editorial Médica Panamericana; 2006.
- [14] Brandstater ME, Shutter LA; Rehabilitation interventions during acute care of stroke patients; *Topics in Stroke Rehabilitation*; 2002;9(2):48–56.
- [15] Green J, Forster A, Bogle S, Young J; Physiotherapy for patients with mobility problems more than 1 year after stroke: a randomised controlled trial; *The Lancet*; 2002;359(9302):199–203.
- [16] Green J, Young J, Forster A, Collen F, Wade D; Combined analysis of two randomized trials of community physiotherapy for patients more than one year post stroke; *Clinical rehabilitation*; 2004;18(3):249–249.
- [17] Aziz N, Leonardi-Bee J, Phillips M, Gladman J, Legg L, Walker M; Therapy-based rehabilitation services for patients living at home more than one year after stroke; *Cochrane Database Syst Rev*; 2008;2.
- [18] Viosca E, Lafuente R, Martínez J, Almagro A P Land Gracia, González C; Walking recovery after an acute stroke: assessment with a new functional classification and the Barthel Index; *Arch Phys Med Rehabil*; 2005;86(6):1239–1244.
- [19] Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos J, Viosca E, Soler-Gracia C, Comín M, Lafuente R, Cortés A, Vera P; Biomecánica de la marcha humana normal y patológica; Instituto de Biomecánica: Valencia; 2005.

- [20] Inman V, Ralston H, Todd F; Human Walking; Williams & Wilkins: Baltimore, USA; 1981.
- [21] Murray MP, Drought AB, Kory RC; Walking patterns of normal men; *The Journal of bone and joint surgery (American volume)*; 1964;46:335–335.
- [22] Murray MP, Kory RC, Clarkson BH; Walking patterns in healthy old men; *Journal of Gerontology*; 1969;24(2):169–169.
- [23] Murray MP, Kory RC, Sepic SB; Walking patterns of normal women.; *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 1970;51(11):637–637.
- [24] Murray MP, Gore DR, Clarkson BH; Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis.; *The Journal of bone and joint surgery (American volume)*; 1971;53(2):259–259.
- [25] Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB; Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking; *Journal of Orthopaedic research*; 1984;2(3):272–280.
- [26] Perry J, J B; Gait analysis. Normal and pathological function; Slack Inc: New York, USA; 2010.
- [27] Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN; Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking; *Journal of biomechanics*; 1983;16(3):219–233.
- [28] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB; Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait; *Journal of Orthopaedic Research*; 1989; 7(6):849–860.
- [29] Olney SJ, Richards C; Hemiparetic gait following stroke. part I: Characteristics; *Gait & Posture*; 1996;4(2):136–148.
- [30] von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings Jr E, Nickel VL; Gait parameters following stroke: a practical assessment; *Development*; 1995; 32(1):25–31.
- [31] Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C; Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with air-stirrup® brace; *Physical Therapy*; 1988;68(8):1197–1197.

- [32] Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J, Langton HR; Walking after stroke. Measurement and recovery over the first three months.; *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*; 1987;19(1):25–25.
- [33] Olney SJ, Griffin MP, McBride ID; Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach; *Physical Therapy*; 1994;74(9):872–872.
- [34] Boccardi S, Frigo C, Tesio L, Pedotti A; Biomechanics VII-A; PWN-Polish Scientific Publishers, Warsaw, 461-467; cap. A biomechanical study of locomotion by hemiplegic patients, 461–467; 1981;.
- [35] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E; Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait.; *Medicine and science in sports and exercise*; 1989;21(1):110–110.
- [36] Kim CM, Eng JJ; Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke; *Gait & posture*; 2003;18(1):23–28.
- [37] Kim CM, Eng JJ; Magnitude and pattern of 3d kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed; *Gait & posture*; 2004;20(2):140–146.
- [38] Wall JC, Turnbull GI; Gait asymmetries in residual hemiplegia.; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1986;67(8):550–550.
- [39] Dewar ME, Judge G; Temporal asymmetry as a gait quality indicator; *Medical and Biological Engineering and Computing*; 1980;18(5):689–693.
- [40] Winter D, Olney S, Conrad J, White S, Ounpuu S, Gage J; Adaptability of motor patterns in pathological gait; *Moment*; 1987;.
- [41] Robinson RO, Herzog W, Nigg BM; Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry.; *Journal of manipulative and physiological therapeutics*; 1987;10(4):172–172.
- [42] Giakas G, Baltzopoulos V; Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry; *Gait & Posture*; 1997;5(3):189–197.

- [43] Conrad B, Benecke R, Meinck HM; Gait disturbances in paraplegic patients; *Clinical Neurophysiology in Spasticity Amsterdam, the Netherlands: Elsevier Science Publishers BV*; 1985;155–174.
- [44] Peat M, Dubo HI, Winter DA, Quanbury AO, Steinke T, Grahame R; Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion.; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1976;57(9):421–421.
- [45] Tang A, Rymer WZ; Abnormal force-emg relations in paretic limbs of hemiparetic human subjects.; *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*; 1981;44(8):690–690.
- [46] Hirschberg GG, Nathanson M; Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits.; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1952;33(4):217–217.
- [47] Boza R, Duarte E, Belmontea R, Marco E, Muniesa J, Tejero M, Sebastián E, Escalada F; Estudio baropodométrico en el hemipléjico vascular: relación con la discapacidad, equilibrio y capacidad de marcha; *Rehabilitación*; 2007;41 (1):3–9.
- [48] Plas F, Viel E, Blanc Y; La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica; Masson S.A. Barcelona; 1984.
- [49] Smidt G, editor; Gait in Rehabilitation; Churchill Livingstone Inc.; 1990.
- [50] Durward B, Baer G, Philip J; Functional Human Movement: measurement and analy; Butterworth-Heinemann; 1999.
- [51] Durá JV, Belda JM, Poveda R, Page A, Laparra J, Das J, Prat J, García AC; Comparison of functional regression and nonfunctional regression approaches to the study of the walking velocity effect in force platform measures.; *Journal of applied biomechanics*; 2010;26(2):234–234.
- [52] Béseler MR; Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas; Ph.D. thesis; Universidad de Valencia; 1997.
- [53] Carlsöö S, Dahlöf AG, Holm J; Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication.; *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*; 1974;6(4):166–166.

- [54] Rogers MW, Hedman LD, YI-CHUNG P; Kinetic analysis of dynamic transitions in stance support accompanying voluntary leg flexion movements in hemiparetic adults; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1993;74(1):19–25.
- [55] Rozendal RH, Heerkens YF, van Ingen SG, van Ravensberg CD, van der Woude LH; Vector diagrams in the evaluation of human gait.; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1985;66(10):682–682.
- [56] Knutsson E; Gait control in hemiparesis.; *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*; 1981;13(2-3):101–101.
- [57] Bogataj U, Gros N, Malezic M, Male M, Kelih B, Kljajic M, Acimovic R; Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multi-channel electrical stimulation; *Physical therapy*; 1989;69(5):319–319.
- [58] Malezic M, Kljajic M, Azimovic-Janezic R, Gros N, Krajnik J, Stanic U; Therapeutic effects of multisite electric stimulation of gait in motor-disabled patients; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 1987; 68(9):553–553.
- [59] Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA; Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking; *Stroke*; 2006;37(3):872–876.
- [60] Frey WD; Functional assessment in the 80s: A conceptual enigma, a technical challenge; University Center for International Rehabilitation, Michigan State University; 1984.
- [61] Halpern AS, Fuhrer MJ; Functional assessment in rehabilitation; Paul H Brookes Pub Co; 1984.
- [62] Viosca E, Prat J, Soler C, Montero J, Peydro F, Garcés L, Vivas M, Pitarich S, Garrido D, López J, Baydal J, Bermejo I, Moreno L; Valoración Funcional: Introducción; *Cuadernos de Biomecánica*; 2012;5–7.
- [63] World Health Organization, WHO; International classification of functioning, disability, and health; World Health Organization; 2001.
- [64] World Health Organization, WHO; Towards a common language for functioning, disability and health: ICF.; World Health Organisation; 2002.

- [65] Salter K, Jutai JW, Teasell R, Foley NC, Bitensky J; Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: Icf body functions.; *Disabil Rehabil*; 2005;27(4):191–207.
- [66] Andresen EM; Criteria for assessing the tools of disability outcomes research; *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 2000; 81(12):S15?S20–S15?S20.
- [67] Johnston MV, Keith RA, Hinderer SR; Measurement standards for interdisciplinary medical rehabilitation.; *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 1992;73(12-S):S3–S3.
- [68] Dijkers M, Kropp GC, Esper RM, Yavuzer G, Cullen N, Bakdalieh Y; Reporting on reliability and validity of outcome measures in medical rehabilitation research; *Disability & Rehabilitation*; 2002;24(16):819–827.
- [69] of Chicago RI, for Rehabilitation Outcomes Research C, of Medicine NUFS, of Medical Social Sciences Informatics group D; Rehabilitation measures database; Internet database; 2010.
- [70] García S, Cortés A, Viosca E, Escuder A, González C, Querol M; Validación de la Clasificación Funcional de la Bipedestación del Hospital de Sagunto; *Rehabilitación*; 2010;44(1):53–59.
- [71] Íñigo V; Capacidad para predecir el pronóstico funcional de dos nuevas escalas de valoración específicas de la sedestación (SedHS) y del cambio postural (CaPHS) en pacientes con ictus en fase aguda.; Ph.D. thesis; Universidad de Valencia. Departamento de Medicina. Área de conocimiento Radiología y Medicina Física.; 2012.
- [72] Weber W, Weber E; Mechanics of the human walking apparatus; Springer-Verlag; 1992.
- [73] Fischer O, Braune C; Der gang des menschen; BG Teubner; 1899.
- [74] Gage JR; Surgical treatment of knee dysfunction in cerebral palsy; *Clinical orthopaedics and related research*; 1990;253:45–45.
- [75] Winter DA; Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological; 1991;.
- [76] Whittle M; Gait analysis: an introduction; volume 1; Butterworth-Heinemann Medical; 2002.

- [77] Sutherland DH; The evolution of clinical gait analysis: Part I kinesiological EMG; *Gait & Posture*; 2001;14(1):61–70.
- [78] Baker R; Journal of neuroengineering and rehabilitation; *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*; 2006;3: 4(4):1–10.
- [79] Brand RA; Can biomechanics contribute to clinical orthopaedic assessments?; *The Iowa Orthopaedic Journal*; 1989;9:61–61.
- [80] Sutherland DH; The evolution of clinical gait analysis: Part II kinematics; *Gait & posture*; 2002;16(2):159–179.
- [81] Sutherland DH; The evolution of clinical gait analysis: Part III kinetics and energy assessment; *Gait & posture*; 2005;21(4):447–461.
- [82] Tyson S, Sadeghi-Demneh E, Nester C; A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke; *Clinical Rehabilitation*; 2013;27(10):879–891.
- [83] Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bussel B, Bensmail d, Vuillerme N, Roche N; Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: A randomized controlled clinical trial; *Gait & Posture*; 2013;37:627–630.
- [84] Cunha Polese J, Fuscaldi Teixeira-Salmela L, Rodrigues Nascimiento L, Morais Faira C, Noce Kirkwood N, Carneiro Laurentino G, Ada L; The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survi; *Clinical Biomechanics*; 2012;27:131–137.
- [85] Simon SR; Quantification of human motion: gait analysis - benefits and limitations to its application to clinical problems; *Journal of Biomechanics*; 2004;37(12):1869–1880.
- [86] Goble DJ, Marino GW, Potvin JR; The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking; *Human movement science*; 2003;22(3):271–283.
- [87] Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC; Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed; *Gait & Posture*; 2003; 17(2):106–112.
- [88] White R, Agouris I, Selbie RD, Kirkpatrick M; The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait; *Clinical biomechanics*; 1999;14(3):185–192.

- [89] Chau T; A review of analytical techniques for gait data. part 1: fuzzy, statistical and fractal methods; *Gait & Posture*; 2001;13(1):49–66.
- [90] Ramsay JO, Silverman BW; Applied functional data analysis: methods and case studies; Springer; 2002.
- [91] Medina E, De Rosario H, Olaso J, Ballester A, Navarro J, Page A; Identification of Pronation-supination Patterns on Runners. An Application of Functional Principal Components Analysis; in Biosignals 2013 - International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing; 2013; .
- [92] Belda J, Vivas M, Mena S, Sánchez M, Matas M, Viosca E; Functional data analysis for gait analysis after stroke; in International Conference on NeuroRehabilitation; 2012; .
- [93] Garrido Jaen JD; La valoración funcional. Aplicaciones en el ámbito de la discapacidad y el daño corporal. Modelo de transferencia tecnológica de laboratorios de valoración de la discapacidad y del daño corporal; Master's thesis; Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Valencia; 2012.
- [94] Viosca E, Prat J, Soler C, Montero J, Peydro F, Garcés L, Vivas M, Pitarich S, Garrido D, López J, Baydal J, Bermejo I, Moreno L; Valoración Funcional: Centros Usuarios; *Cuadernos de Biomecánica*; 2012;39–45.
- [95] Lafuente R, Belda JM, Sanchez-Lacuesta J, Soler C, Poveda R, Prat J; Quantitative assessment of gait deviation: contribution to the objective measurement of disability; *Gait & Posture*; 2000;11(3):191–198.
- [96] Sánchez-Zuriaga D; VI Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Estudio de repetibilidad NedAMH/IBV, 33–34; 2011;.
- [97] Sanchis-Alfonso V, Torga-Spak R, Cortes A; Gait pattern normalization after lateral retinaculum reconstruction for iatrogenic medial patellar instability; *The Knee*; 2007;14(6):484–488.
- [98] Sánchez-Lacuesta J; Análisis cinético de la marcha humana, elaboración de criterios en patologías degenerativas del miembro inferior; Ph.D. thesis; Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Universidad Politécnica de Valencia; 1997.

- [99] Bausà R, Dalmau A, Barrachina J, Peydro MF; Kinetic gait analysis in sequels of hindfoot injuries: Preliminary results; *Foot and ankle surgery*; 2007;13(2):63–66.
- [100] Lorenzo M, Díaz F, Collado A, Santos P, Sánchez D, Lledó M; Análisis evolutivo del patrón funcional de marcha en pacientes con fractura de calcáneo; *Trauma*; 2008;19(4):225–233.
- [101] Lafuente R, Belda JM, Sánchez-Lacuesta J, Prat J; Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha. análisis de resultados; *Mapfre Medicina*; 2002;13(4):275–283.
- [102] Cámara-Tobalina J, Tejada P, Anza MS, Miranda M; Estudio clínico y cinético del tratamiento intraarticular de la gonartrosis con ácido hialurónico; *Rehabilitación*; 2009;43(4):160–166.
- [103] Vazquez-Arce M, Núñez-Cornejo C, Julia-Moya C, Núñez-Cornejo C; Valoración clínica e instrumental en la artrosis de rodilla; *Rehabilitación*; 2009;43(5):223–231.
- [104] Cortés A, Hernández-Royo A, Almajano S, Izquierdo A, Ortolá M; Eficacia del tratamiento de la gonartrosis con ácido hialurónico intraarticular: Valoración funcional; *Rehabilitación*; 2001;35(4):195–201.
- [105] Cortés A, Almajano S, Hernández-Royo A, Izquierdo A, Ortolá MD; ¿es efectivo el tratamiento con ácido hialurónico en la artrosis; *Rheuma*; 2001;1:23–26.
- [106] Martínez I, Cervera J, Navarro M, Herrero D, Pellicer D, Sánchez M; Treatment of acute achilles tendon ruptures with achillon device: Clinical outcomes and kinetic gait analysis; *Foot and Ankle Surgery*; 2010; 16(4):189–194.
- [107] Colomer C, Revert M, Bermejo C, Navalón N, Chirivella J, Noé E, Ferri J; La plataforma nedamh/ibv como indicador de cambios tras sesiones de rehabilitación con el robot lokomat; *Revista de biomecánica*; 2006; (46):5–8.
- [108] Béseler MR, Grao C, Gil A, Martínez-Lozano M; Valoración de la marcha mediante plantillas instrumentadas en pacientes con espasticidad de miembros inferiores tras infiltración con toxina botulínica; *Neurología*; 2012;27:519–530.

- [109] Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE; Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds; *Gait & posture*; 2005;22(1):51–56; ISSN 0966-6362.
- [110] Pullman S, Goodin D, Marquinez A, Tabbal S, Rubin MC; Clinical utility of surface EMG. Report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American academy of neurology; *Neurology*; 2000;55:171–177.
- [111] J P, JM B; Gait analysis. Normal and pathological function; 425-456; cap. Muscle control and dynamic electromyography; 2010;.
- [112] Cosmed, The Metabolic Company; Fondo fotográfico, en <http://www.newcosmed.com/it/prodotti/test-da-sforzo-cardiopulmonare/quark-cpet-laboratorio-cpet>; 2014.
- [113] Solís M, Gil A, Pérez S, Crespo B; Determinación del consumo energético de la marcha en personas con alteraciones neurológicas. revisión de los protocolos empleados; *Rehabilitación*; 2010;44:359–363.
- [114] Gómez-Ferrer R; Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera.; Ph.D. thesis; Universidad de Valencia; 2005.
- [115] Viosca E; Modelo de implantación de una UVF Biomecánica en el Hospital Universitario La Fe. V Jornadas de Valoración Funcional; 47–49; 2010;.
- [116] Lennon S, Ashburn A, Baxter D; Gait outcome following outpatient physiotherapy based on the bobath concept in people post stroke; *Disability & Rehabilitation*; 2006;28(13-14):873–881.
- [117] Rémy-Néris O, Tiffreau V, Bouilland S, Bussel B; Intrathecal baclofen in subjects with spastic hemiplegia: assessment of the antispastic effect during gait1; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 2003; 84(5):643–650.
- [118] Hernández C; Gisbert Calabuig: Medicina legal y toxicología; Elsevier España; cap. Valoración médica del daño corporal, 505–515; 6<sup>a</sup> edition; 2004;.
- [119] Hernández C; Valoración médica del daño corporal: Guía práctica para la exploración y evaluación de lesionados; Masson; cap. Introducción a la valoración médica del daño corporal, 1–19; 2001;.

- [120] Gatchel RJ; Psychosocial factors that can influence the self-assessment of function; *Journal of Occupational Rehabilitation*; 2004;14(3):197–206.
- [121] Gisbert J; Gisbert Calabuig; Medicina legal y toxicología; Elsevier España; cap. Simulación y disimulación, 1200–1216; 6<sup>a</sup> edition; 2004;.
- [122] Valenzuela MA; Valoración médica del daño corporal: Guía práctica para la exploración y evaluación de lesionados; Masson; cap. Simulación y disimulación de enfermedades y lesiones, 297–313; 2001;.
- [123] Díaz-Alcrudo R; Enfermedades simuladas: Clínica y peritación; obra declarada de utilidad para el ejército por orden de 29 de abril de 1948; Raigal: Madrid; 1950.
- [124] Simonin C, Maldonado GL, Sales-Vázquez M, Linares EH, Sans LS, Sacarrera EG; Medicina legal judicial, 2<sup>a</sup>Ed.; Jims: Barcelona; 1962.
- [125] Association AM; Guías para la evaluación de las deficiencias permanentes; 4<sup>th</sup> Ed Madrid, *IMSEERSO*; 1995;.
- [126] Gobierno de España; Real decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, de procedimiento para el reconocimiento, declaración y calificación del grado de minusvalía; 1999.
- [127] Viosca E, Prat J, Soler C, Montero J, Peydro F, Garcés L, Vivas M, Pitarch S, Garrido D, López J, Baydal J, Bermejo I, Moreno L; Valoración Funcional: Simulación y las aplicaciones de valoración funcional; *Cuadernos de Biomecánica*; 2012;25–27.
- [128] Ferreras F, Barato P; Convenio Marco entre el Instituto Nacional de la Seguridad Social (INSS) y la Asociación de Mutuas de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social (AMAT) para la emisión de informes y práctica de pruebas médicas y exploraciones complementarias para la valoración, revisión y calificación de las incapacidades laborales; 2007.
- [129] Bausà R; III Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Utilidad de las pruebas biomecánicas dentro del ámbito laboral y de gestión de la IT/IP, 13–14; 2008;.
- [130] Laborda E; III Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Estudios biomecánicos ¿por qué no?, 25–26; 2008;.

- [131] Benito Y; III Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Valoración de las pruebas funcionales de biomecánica en las resoluciones judiciales en materia de invalidez permanente derivada de la contingencia de accidente de trabajo, 17–18; 2008; .
- [132] Hernández J; III Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. La prueba pericial médica en la jurisdicción social, 21–22; 2008;.
- [133] Lorenzo M, Santos P, Sánchez D; VI Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Utilidad de la valoración de la marcha en el control evolutivo de las fracturas de calcáneo de origen laboral, 95–110; 2011;.
- [134] Lorenzo M; VI Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Modelo de implantación de las unidades de valoración funcional en Ibermutuamur, 39–40; 2011;.
- [135] Manuel L; V Jornadas de Valoración Funcional; Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia; cap. Utilidad de la valoración biomecánica para la reincorporación al trabajo en las mutuas de accidentes. A propósito de un caso, 37–38; 2010;.
- [136] Sanz-Pastor J, Álvarez C, de Lomas E, Gala J, Jardón E; DVD de las IV Jornadas de Usuarios. IV Jornadas de Usuarios de Técnicas Biomecánicas de Valoración Funcional; 2009.
- [137] Ferreras F, Vera P; Protocolo General de Colaboración entre el Instituto Nacional de la Seguridad Social (INSS) y el Instituto de Biomecánica de Valencia; 2010.
- [138] Martín M, Vera P; Protocolo General de Colaboración entre el Instituto Nacional de la Seguridad Social (INSS) y el Instituto de Biomecánica de Valencia; Madrid; 2014.
- [139] Cabré J, Vera P; Acuerdo marco entre la generalitat, a través de la conselleria de justicia y bienestar social y el instituto de biomecánica de valencia, para el establecimiento de cauces de colaboración permantente en el ámbito de la medicina forense; Valencia; 2012.
- [140] Peydro M, Vivas M, Garrido D, Mas G; El laboratorio biomecánico de valoración funcional. aplicación clínica; *Cuadernos de Valoración*; 2008; 8:51–69.

- [141] Magistrado Juez D<sup>a</sup> Covadonga Pajjín Collada; Sentencia 00189/2007. Juzgado de lo Social n<sup>o</sup> 4 de Gijón; 8 de mayo de 2007.
- [142] Vivas M; Desarrollo de un procedimiento para la valoración funcional biomecánica de simuladores de patologías de la marcha: prueba piloto. Trabajo de investigación para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados; Master's thesis; Universidad de Valencia,; Valencia; 2008.
- [143] Husemann B, Muller F, Krewer C, Heller S, Koenig E; Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study; *Stroke*; 2007;38(2):349–349.
- [144] Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, Olney SJ; Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors; *Journal of Rehabilitation Medicine*; 2001;33(2):53–60.
- [145] FW M, Tong RK, Li LS; A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow-up; *Stroke*; 2008;39(1):154–154.
- [146] Hornby TG, Campbell DD, Kahn JH, Demott T, Moore JL, Roth HR; Enhanced gait-related improvements after therapist-versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study; *Stroke*; 2008;39(6):1786–1786.
- [147] Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE; Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold; *Gait & posture*; 2005;22(1):57–62.
- [148] Viosca E, Martínez J, Almagro P, Gracia A, González C; Proposal and validation of a new functional ambulation classification scale for clinical use; *Archives of physical medicine and rehabilitation*; 2005;86(6):1234–1238.
- [149] Cote R, Battista RN, Wolfson C, Boucher J, Adam J, Hachinski V; The canadian neurological scale: validation and reliability assessment; *Neurology*; 1989;39(5):638–638.

- [150] Cote R, Hachinski VC, Shurvell BL, Norris JW, Wolfson C; The canadian neurological scale: a preliminary study in acute stroke; *Stroke*; 1986; 17(4):731–731.
- [151] Blackburn M, Vliet Pv, Mockett SP; Reliability of measurements obtained with the modified ashworth scale in the lower extremities of people with stroke; *Physical Therapy*; 2002;82(1):25–25.
- [152] Bohannon RW, Smith MB; Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity; *Physical therapy*; 1987;67(2):206–206.
- [153] Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B; The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain; *Pain*; 1983;17(1):45–56.
- [154] McDowell I; Measuring health: a guide to rating scales and questionnaires; Oxford University Press, USA; 2006.
- [155] Duarte E, Morales A, Pou M, Aquirrezabal A, Aguilar J, Escalada F; Test de control de tronco: predictor precoz del equilibrio y capacidad de marcha a los 6 meses del ictus; *Neurología*; 2009;24(5):297–303.
- [156] Collin C, Wade D; Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study.; *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*; 1990; 53(7):576–576.
- [157] Viosca E, Iñigo V, Juste J, Gallart V, Almagro P; Presentación de la Clasificación funcional de la Sedestación del Hospital de Sagunto (SedHS). En XVI Congreso de la Sociedad Valenciana de Medicina Física y Rehabilitación; 2007; .
- [158] Iñigo V, Viosca E, Juste J, González C, Gómez-Ferrer R, Almagro P; Validación de dos nuevas Escalas Funcionales en pacientes con ictus: sedestación y cambio postural. En 45 Congreso SERMEF (Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física), Tarragona; 2007.
- [159] Viosca E; Vértigo: valoración y tratamiento. Rehabilitación vestibular; Universidad Católica de Valencia; cap. Importancia de la evaluación de la postura y el equilibrio en Medicina Física y Rehabilitación, 57–79; 2010;.
- [160] Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR; Gait assessment for neurologically impaired patients. standards for outcome assessment.; *Physical Therapy*; 1986;66(10):1530–1539.

- [161] Stevenson TJ; Detecting change in patients with stroke using the berg balance scale; *Australian journal of physiotherapy*; 2001;47(1):29–42.
- [162] Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M; Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test; *Physical Therapy*; 2000;80(9):896–896.
- [163] Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L; 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; *Physical Therapy*; 2002;82(2):128–128.
- [164] Podsiadlo D, Richardson S; The timed üp & go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons.; *Journal of the American geriatrics Society*; 1991;39(2):142–142.
- [165] Lyden PD, Hantson L; Assessment scales for the evaluation of stroke patients; *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*; 1998;7(2):113–127.
- [166] Hoyos J; Aportación al Estudio de la Marcha Humana Mediante el Diseño y Control de un Sistema de Automatizado de Análisis; Ph.D. thesis; Universidad de Valencia; Valencia; 1984.
- [167] IBV, Instituto de Biomecánica de Valencia; Manual de Usuario del sistema de valoración funcional de la marcha NedAMH/IBV, versión 4.0; 2011.
- [168] Belda-Lois J, de Rosario H, Pons R, Poveda R, Morón A, Porcar R, García A, A G; Can human movement analysis contribute to usability understanding?; *Hum Mov Sci*; 2010;29 (4):529–41.
- [169] Page A, Epifanio I; A simple model to analyze the effectiveness of linear time normalization to reduce variability in human movement analysis; *Gait & posture*; 2007;25(1):153–156.
- [170] Krueger RA; El grupo de discusión. Guía práctica para la investigación aplicada; Ediciones Pirámide: Madrid; 1991.
- [171] Linstone H, Turoff M, et al.; The Delphi method: Techniques and applications; volume 18; Addison-Wesley; 1976.
- [172] Landeta J; El método delphi; Ariel: Barcelona; 1999.

- [173] JA S, Cañadas I; Categorías de respuesta en escalas tipo likert; *Psicohema*; 1998;10(3):623–631.
- [174] Team RDC; R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.; 2011.
- [175] Bartko J; The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability; *Psychological Reports*; 1966;19:3–11.
- [176] Mathew N, Rivera V, Meyer J, Charnley J, Harmann A; Double-blind evaluation of glycerol therapy in acute cerebral infarction.; *The Lancet*; 1972;300:1327–1329.
- [177] Jorgensen H, Nakayama, H Raaschou H, Olsen T; Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study; *Arch Phys Med Rehabil*; 1995;76:27–32.
- [178] Kramers de Quervain I, Simon S, Leurgans S, Pease W, McAllister D; Gait pattern in the early recovery period after stroke; *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 1996;78(10):1506–1514.
- [179] Ferrari A, Giovanni A, Cappello A; A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured dychronously by different motion analysis protocols; *Gait & Posture*; 2010;31:540–542.
- [180] Duhamel A, Bourriez J, Devos P, Krystkowiak P, Destée A, Derambure P, Defebvre L; Statistical tools for clinical gait analysis; *Gait & Posture*; 2004;20:204–212.
- [181] Onis; WHO child growth standards : length/height-for-age, weight-for-age, weight-for-length, weight-for-height and body mass index-for-age: methods and development; World Health Organisation; 2006.



# Apéndice documental



## Apéndice A

# Bibliografía consultada no citada

- AENOR. UNE 50-103-90, Documentación, preparación de resúmenes, 1990. Equivalente a ISO 204:1976
- AENOR. UNE 50-104-94, Referencias bibliográficas. Contenido, forma y estructura, 1994. Equivalente a ISO 690:1987.
- AENOR. UNE 50-111-89, Documentación. Índice de una publicación, 1989. Equivalente a ISO 999: 1975.
- AENOR. UNE 50-120-92, Documentación. Títulos en los lomos de los libros y otras publicaciones, 1992. Equivalente a ISO 6357:1985.
- AENOR. UNE 50-132-94, Numeración de las divisiones y subdivisiones en los documentos escritos, 1994. Equivalente a ISO 2145:1978
- AENOR. UNE 50-134-94, Documentación. Reglas para la abreviación de los títulos y de las palabras contenidas en los títulos de las publicaciones, 1994. Equivalente a ISO 4:1984.
- AENOR. UNE 50-135-96, Documentación. Presentación de informes científicos y técnicos, 1996. Equivalente a ISO 5966:1982
- AENOR. UNE 50-136-97, Documentación, tesis, presentación, 1997. Equivalente a ISO 7144:1986

- AENOR. UNE EN-ISO 14155, Investigación clínica de productos sanitarios para humanos. Buenas prácticas clínicas, 2011.
- Comité Español de Representantes de Personas con Discapacidad (CERMI). Decálogo para un uso apropiado de la imagen social de personas con discapacidad, 2008.
- Day, R., Castel, B. Cómo escribir y publicar trabajos científicos, 4<sup>a</sup> ed. Whashington: The Oryx Press, 2008. Publicación Científica y Técnica No. 598, traducción al español de la 5<sup>a</sup> ed. en inglés.

# Apéndice B

## Hoja informativa y consentimiento informado

### B.1. Hoja informativa

***Título del estudio:** Proyecto BETTER: Desarrollo de nuevas escalas y normas para evaluar la terapia y la usabilidad.*

***Investigador principal:** Investigador Principal. Instituto de Biomecánica de Valencia. Camino de Vera s/n, 46022, Valencia. 96 387 91 69.*

***Centro:** Hospital Universitari i Politènic la Fe de Valencia.*

***1. Introducción.** Nos dirigimos a Ud. para informarle sobre un estudio de investigación, aprobado por el Comité Ético asistencial, en el que se le invita a participar. Nuestra intención es tan sólo que Ud. reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar, si quiere o no participar en este estudio. Para ello le ruego lea esta hoja informativa con atención, pudiendo consultar con las personas que considere oportuno, y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir.*

***2. Participación voluntaria** Debe saber que su participación en este estudio es voluntaria, y que puede decidir no participar, o cambiar su decisión y retirar su consentimiento en cualquier momento, sin que por ello se altere la relación con su médico ni produzca perjuicio alguno en su tratamiento.*

***3. Descripción general del estudio** El estudio en que va a participar se enmarca dentro del proyecto europeo BETTER (FP7-ICT-2009-247935) que pretende*

*desarrollar nuevos sistemas para la rehabilitación tras el ictus. El objetivo que persigue el estudio en el que se le invita a participar es analizar el proceso de recuperación tras el ictus. Para ello es necesario realizar, una vez al mes, coincidiendo siempre que sea posible, con sus sesiones de fisioterapia o alguna visita al hospital. Cada una de las pruebas tiene una duración aproximada de hora y media. Las pruebas se extenderán durante seis meses y consistirán en lo siguiente:*

- *Pruebas para la valoración de su estado funcional (cuestionarios clínicos con preguntas que usted debe responder).*
- *Pruebas de marcha (caminar).*

*La realización de las pruebas de marcha y de equilibrio se realizarán sobre un sistema que registra las fuerzas que usted realiza contra el suelo (plataforma dinamométrica). Además, se le colocarán 7 sensores para medir los movimientos que usted realiza al caminar. Cada uno de estos sensores es una pequeña cajita que se sujeta al cuerpo mediante cinchas o esparadrapo. Las pruebas se van a realizar a un total de 50 personas, que, como usted, han sufrido un ictus. Su médico le ha elegido porque cumple los requisitos necesarios para llevar a cabo el estudio. Los pacientes se reclutarán a partir de Abril de 2011.*

**4. Beneficios y riesgos derivados de este estudio.** *No se derivará NINGÚN BENEFICIO directo para usted, sin embargo su participación puede contribuir al conocimiento que la ciencia médica va a tener de los problemas que usted padece, para mejorar los tratamientos y la calidad de vida. Por otra parte, tampoco se deriva NINGÚN RIESGO adicional para usted, ni supone ninguna contraindicación en caso de embarazo.*

**5. Tratamientos alternativos** *No aplica*

**6. Confidencialidad y tratamiento de los datos** *El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/99 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal. De acuerdo a lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual se deberá dirigir a su médico del estudio. Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código y sólo su médico del estudio/colaboradores podrán relacionar dichos datos con Usted y con su historia clínica. Por lo tanto, su identidad no será revelada a persona alguna salvo excepciones, en caso de urgencia médica o requerimiento legal. El acceso a su información personal quedará restringido al médico del estudio / colaboradores, autoridades sanitarias (Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios), al Comité Ético de Investigación Clínica y personal autorizado por el promotor, cuando lo precisen*

*para comprobar los datos y procedimientos del estudio, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente en nuestro país.*

*7. Estudio clínico en menores de edad (cuando proceda) No aplica*

## B.2. Modelo de consentimiento informado

### Para sujetos adultos y menores maduros (12-18 años)

*Yo,...*  
*He leído la hoja de información que se me ha entregado.*  
*He podido hacer preguntas sobre el estudio.*  
*He recibido suficiente información sobre el estudio.*  
*He hablado con:...(nombre del investigador).*  
*Comprendo que mi participación es voluntaria.*  
*Comprendo que puedo retirarme del estudio:*  
 - *Cuando quiera.*  
 - *Sin tener que dar explicaciones.*  
 - *Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.*  
*Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.*  
*Fecha: ...*  
*Firma del participante: ...*

### Para representante legal (Menores de 18 años e incapaces)

*Yo...,*  
*en calidad de... (relación con el participante).*  
*He leído la hoja de información que se me ha entregado.*  
*He podido hacer preguntas sobre el estudio.*  
*He recibido suficiente información sobre el estudio.*  
*He hablado con:... (nombre del investigador).*  
*Comprendo que su participación es voluntaria.*  
*Comprendo que puede retirarse del estudio:*  
 - *Cuando quiera.*  
 - *Sin tener que dar explicaciones.*  
 - *Sin que esto repercuta en sus cuidados médicos.*  
*En mi presencia se ha dado a ... (nombre del participante) toda la información pertinente adaptada a su nivel de entendimiento y está de acuerdo en participar. Y presto mi conformidad con que ... (nombre del participante) participe en el estudio.*  
*Fecha: ...*  
*Firma del representante: ...*



# Apéndice C

## Escalas clínicas

### C.1. Escala Neurológica Canadiense (CNS)

	Puntos
<b><i>Estado mental</i></b>	
<i>Nivel de conciencia</i>	
Alerta	3
Obnubilado	1,5
<i>Orientación</i>	
Orientado	1
Desorientado o no aplicable	0
<i>Lenguaje</i>	
Normal	1
Déficit de expresión	0,5
Déficit de comprensión	0
<b><i>Funciones motoras</i></b>	
<i>Cara</i>	
Ninguna	0.5
Presente	0
<i>Brazo proximal</i>	
Ninguna	1,5
Leve	1

<i>Significativa</i>	0,5
<i>Total o máxima</i>	0
<i>Brazo distal</i>	
<i>Ninguna</i>	1,5
<i>Leve</i>	1
<i>Significativa</i>	0,5
<i>Total o máxima</i>	0
<i>Pierna</i>	
<i>Ninguna</i>	1,5
<i>Leve</i>	1
<i>Significativa</i>	0,5
<i>Total o máxima</i>	0

## C.2. Escala de Asworth Modificada(MAS)

Descripción	Nivel
<i>Sin aumento del tono muscular.</i>	0
<i>Ligero aumento del tono muscular, manifestado por bloqueo, prensión y liberación o por una resistencia mínima al final del arco de movimiento.</i>	1
<i>Ligero aumento del tono muscular, manifestado por prensión seguida de resistencia mínima a lo largo de menos de la mitad del arco de movimiento.</i>	1+
<i>Aumento más pronunciado del tono muscular a lo largo de la mayor parte del arco de movimiento, pero la parte afectada se mueve con facilidad.</i>	2
<i>Aumento considerable del tono muscular, el movimiento pasivo resulta difícil.</i>	3
<i>La parte afectada está rígida.</i>	4

### C.3. Test Muscular Manual (MMT)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i>No se detecta contracción activa en la palpación ni en la inspección visual.</i>	<i>0</i>
<i>Se ve o se palpa contracción muscular pero es insuficiente para producir el movimiento del segmento explorado..</i>	<i>1</i>
<i>Contracción débil, pero capaz de producir el movimiento completo cuando la posición minimiza el efecto de la gravedad (sobre el plano horizontal).</i>	<i>2</i>
<i>La contracción es capaz de ejecutar el movimiento completo y contra la acción de la gravedad.</i>	<i>3</i>
<i>La fuerza no es completa, pero puede producir un movimiento contra la gravedad y contra una resistencia manual de mediana magnitud.</i>	<i>4</i>
<i>La fuerza es normal y contra una resistencia manual máxima por parte del examinador.</i>	<i>5</i>

### C.4. Test de Control de Tronco (TCT)

<i>Test</i>	<i>Descripción</i>	<i>Puntos</i>		
<i>T1</i>	<i>En decúbito supino, volteo hacia el lado pléjico.</i>	<i>0</i>	<i>12</i>	<i>25</i>
<i>T2</i>	<i>En decúbito supino volteo hacia el lado sano.</i>	<i>0</i>	<i>12</i>	<i>25</i>
<i>T3</i>	<i>Transferencia de decúbito supino a sedestación en cama.</i>	<i>0</i>	<i>12</i>	<i>25</i>
<i>T4</i>	<i>Sentarse en la cama con los pies colgando en una posición equilibrada durante treinta segundos.</i>	<i>0</i>	<i>12</i>	<i>25</i>

## C.5. Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto (CapHS)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i>Cambio postural imposible o nulo. El cambio de postura es imposible por cualquier motivo: mal estado general, hipotensión ortostática, vértigo, ictus severo, etc.</i>	0
<i>Cambio postural completamente dependiente o pasivo. El sujeto necesita una gran cantidad de ayuda externa para girar en la cama y poderse sentar. El explorador debe hacer fuerza y coger al paciente de los dos brazos o del cuerpo.</i>	1
<i>Cambio postural mano-dependiente o activo. En este nivel es el propio sujeto el que hace la fuerza, se impulsa y se sienta, pero precisa la mano del explorador para impulsarse y pasar del decúbito a la sedestación.</i>	2
<i>Cambio postural libre, independiente, o inicial. El sujeto gira, se impulsa y se sienta solo, sin ayuda del explorador. Puede apoyarse en la cama para realizar el cambio postural. Es suficiente que lo haga una sola vez para asignarle este nivel, aunque puede hacerlo pocas veces (&lt; de 5 veces), por fatiga.</i>	3
<i>Cambio postural evolucionado, pero anormal. El sujeto cambia de postura varias veces seguidas (<math>\geq 5</math> veces), pero habrá alguna circunstancia que nos indique que es anormal, ya sea por temblor o ataxia del tronco, o habitualmente por mayor lentitud (<math>&gt; 5</math> segundos en el primer cambio postural).</i>	4
<i>Cambio postural normal. El cambio postural es normal, rápido (<math>\leq 5</math> segundos) y estético.</i>	5
 <i>Normas para su aplicación: El cambio postural referido es el paso desde el decúbito-supino a sedestación, efectuado al borde de la cama o camilla de exploración. Si se trata de una persona con hemiparesia, siempre debe salir por el lado sano.</i>	

## C.6. Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto (BipHS)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i><b>Bipedestación imposible o nula.</b> La bipedestación es imposible por cualquier motivo: mal estado general, hipotensión ortostática, vértigo, ictus severo, etc. Ni siquiera es posible en el plano inclinado.</i>	0
<i><b>Bipedestación no-funcional o completamente dependiente.</b> La bipedestación es tan precaria que sólo es posible con un bipedestador o en las espalderas, o con el paciente fuertemente cogido por uno o dos exploradores, de los 2 brazos o del cuerpo.</i>	1
<i><b>Bipedestación mano-dependiente o con apoyo.</b> Para bipedestar tan solo necesita algún punto de apoyo, o un contacto de una o las dos manos. Es el propio paciente el que se apoya, pero sin necesitar ser sujetado por parte del observador.</i>	2
<i><b>Bipedestación libre, independiente, de corta duración.</b> El sujeto mantiene la bipedestación solo, sin ayuda del explorador y sin ningún apoyo externo, con los ojos abiertos y los pies separados. Se mantiene durante un mínimo de 5 segundos (<math>\geq 5</math> segundos, <math>&lt; 3</math> min).</i>	3
<i><b>Bipedestación prolongada o evolucionada, pero anormal.</b> El paciente mantiene mucho tiempo la bipedestación (<math>\geq 3</math> min). Pero, por el motivo que sea, la bipedestación es anormal, bien porque se desestabiliza fácilmente ante pequeños empujones o bien porque sea claramente asimétrica la postura del tronco o por temblor o ataxia de tronco.</i>	4
<i><b>Bipedestación normal.</b> La bipedestación es estable y “normal” desde el punto de vista de la estética; además la mantiene sin ninguna limitación de tiempo, incluso con los ojos cerrados y los pies juntos. Ni siquiera se cae ante empujones moderados o importantes. La prueba de que es normal o “prueba del 5” consiste en que se mantiene en apoyo monopodal durante más de 5 segundos (<math>\geq 5</math> segundos).</i>	5

## C.7. Clasificación Funcional de la Sedestación del Hospital de Sagunto (SedHS)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i>Sedestación imposible o nula. La sedestación es imposible por cualquier motivo: mal estado general, hipotensión ortostática, vértigo, ictus severo, etc.</i>	0
<i>Sedestación no funcional o completamente apoyada. La sedestación es tan precaria que sólo es posible con apoyo total, en sillas de respaldo alto, con reposacabezas y/o cinturón de tronco o chaleco, o en sillas de ruedas que permitan una inclinación del respaldo.</i>	1
<i>Sedestación mano-dependiente o con apoyo. La sedestación sólo es posible con algún apoyo, bien sea del respaldo o de 1 ó 2 manos en el plano del asiento, o en el reposabrazos.</i>	2
<i>Sedestación libre, independiente o inicial. La sedestación es independiente pero de corta duración (<math>\geq 5</math> segundos, <math>\leq 3</math> minutos). Puede efectuarse en asientos sin respaldo, o en el borde de la cama o camilla de exploración, sin necesidad de apoyar las manos. Habitualmente en este nivel el sujeto se desestabiliza pronto y fácilmente ante pequeños empujones, precisando apoyar las manos para no caer.</i>	3
<i>Sedestación prolongada, pero anormal. La sedestación puede efectuarse en cualquier asiento, durante mayor tiempo (<math>&gt;</math> de 3 minutos). Pero, por el motivo que sea, la sedestación es anormal, bien porque se desestabiliza fácilmente ante pequeños empujones o bien porque sea claramente asimétrica la postura del tronco o con cifosis lumbar.</i>	4
<i>Sedestación normal. La sedestación es de aspecto normal (respecto a la estética), es permanente y estable. Se mantiene estable cuando se intenta desestabilizar al sujeto imprimiéndole empujones moderados o al cerrar los ojos, mover la cabeza, elevar los brazos en alto, o cruzar las piernas, incluso se mantendría en asientos basculantes. La única manera de desestabilizar al sujeto es con grandes empujones, pero aún así mantiene la sedestación.</i>	5



## C.8. Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto (FACHS)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i>Deambulaci3n imposible o nula. Incapacidad absoluta para caminar. Ni siquiera lo consigue con ayuda extraordinaria.</i>	0
<i>Deambulaci3n no funcional. La deambulaci3n s3lo es posible en las barras paralelas, dentro del gimnasio terap3utico, o con ayuda permanente de 1-2 personas.</i>	1
<i>Deambulaci3n de interior o por el domicilio. La marcha s3lo es posible por terreno llano, con una superficie regular y horizontal; en un 3mbito conocido y controlado, como es el hogar, el hospital o la residencia habitual. Las personas de este nivel funcional no caminan solas por fuera de su casa; s3lo lo hacen cuando van cogidas de otra persona, de forma permanente.</i>	2
<i>Deambulaci3n por el barrio, o alrededor de casa. Estas personas son capaces de caminar en desnivel y superar alg3n escal3n; pueden caminar por la calle, pero con radio de marcha limitado y restringido. Aunque el radio de marcha puede ser variable, siempre ser3 inferior a los 600 metros, que es la distancia m3nima necesaria para considerar que alguien es independiente por la comunidad, seg3n Lerner-Frankiel et al (1986).</i>	3
<i>Deambulaci3n independiente por la comunidad. Estos sujetos pueden caminar por todo tipo de terreno (irregular, con desniveles, con escaleras, rampas, bordillos, etc.) y no tienen restringido su radio de marcha, que ser3 superior a 600 metros. Lo habitual es que puedan alcanzar una distancia de 1 3 2 Km., incluso 4 3 5 Km. Pero la marcha siempre ser3 anormal, bien por una cojera aparente o por cualquier otro motivo.</i>	4
<i>Deambulaci3n normal. La marcha es completamente normal, tanto en su 3mbito espacial como en su radio de marcha, o en su aspecto est3tico, sin cojera aparente de ning3n tipo. Pueden caminar de puntillas, de talones y "en t3ndem", con una apariencia de normalidad. La marcha "en t3ndem" es la que consideramos como prueba de normalidad o "prueba del 5".</i>	5

**Normas para su aplicación:** *La asignación del nivel funcional de marcha a un sujeto determinado se efectúa en función de la observación de la marcha que hacemos en la consulta, explorando la marcha en llano, la facilidad y seguridad en su ejecución y su nivel de independencia. También debemos considerar las descripciones de los familiares, o el paciente, sobre su capacidad de marcha, especialmente el ámbito espacial en que se desarrolla, ya que no es habitual poder explorar cómo sube/baja escaleras o rampas. El hecho de que precisen la ayuda de andador, bastón o muletas, no influye a la hora de clasificarlos en uno u otro nivel funcional. En cualquier caso lo anotamos en la Historia Clínica, junto al nivel funcional.*

## C.9. Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (FAC)

<i>Descripción</i>	<i>Nivel</i>
<i>Marcha no funcional: El paciente no puede andar, anda sólo en barras paralelas, o requiere asistencia o supervisión física de más de una persona para caminar con seguridad fuera de ellas.</i>	0
<i>Marcha dependiente de asistencia física (nivel II): El paciente requiere asistencia de no más de una persona durante la marcha en las superficies llanas para prevenir la caída. La asistencia es continua y necesaria para soportar el peso corporal, así como para mantener el equilibrio y la coordinación.</i>	1
<i>Marcha dependiente de asistencia física (nivel I): El paciente requiere asistencia de no más de una persona durante la marcha en las superficies llanas para prevenir la caída. La asistencia consiste en pequeños toques continuos o intermitentes para ayudar a equilibrarse o coordinar.</i>	2
<i>Marcha dependiente de supervisión: El paciente puede caminar por superficies llanas sin contacto manual de otra persona, pero por seguridad requiere vigilancia de no más de una persona por diferentes causas.</i>	3
<i>Marcha independiente en superficies llanas: El paciente puede andar de forma independiente en las superficies llanas, pero necesita ayuda o supervisión física para: subir escaleras, rampas, o superficies con desnivel.</i>	4
<i>Marcha independiente: El paciente puede deambular de forma independiente en las superficies llanas y con desniveles, escaleras y rampas.</i>	5

## C.10. Escala de Equilibrio de Berg (BBS)

<i>Descripción</i>	<i>Puntos</i>
<b><i>Paso de sedestación a Bipedestación</i></b>	
<i>Capaz de levantarse sin usar las manos y estabilizarse de forma independiente.</i>	4
<i>Capaz de levantarse sólo, usando las manos</i>	3
<i>Capaz de levantarse usando las manos tras varios intentos</i>	2
<i>Necesita ayuda mínima para levantarse o estabilizarse</i>	1
<i>Necesita ayuda moderada o máxima para levantarse</i>	0
<b><i>Bipedestación sin apoyos</i></b>	
<i>Capaz de permanecer de pie 2 minutos con seguridad</i>	4
<i>Capaz de permanecer de pie 2 minutos bajo supervisión</i>	3
<i>Capaz de permanecer de pie 30 segundos, sin apoyo</i>	2
<i>Necesita varios intentos para permanecer de pie 30 segundos sin apoyo</i>	1
<i>Incapaz de permanecer de pie 30 segundos sin ayuda</i>	0
<b><i>Sedestación sin respaldo, con los pies en el suelo</i></b>	
<i>Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos con seguridad y firmeza</i>	4
<i>Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión</i>	3
<i>Capaz de permanecer sentado durante 30 segundos</i>	2
<i>Capaz de permanecer sentado durante 10 segundos</i>	1
<i>Incapaz de permanecer sentado sin respaldo durante 10 segundos</i>	0
<b><i>Paso de bipedestación a sedestación</i></b>	
<i>Se sienta con seguridad, con uso mínimo de las manos</i>	4
<i>Controla el descenso usando las manos</i>	3
<i>Hace contactar las pantorrillas con la silla para controlar el descenso</i>	2
<i>Se sienta solo, pero el descenso no es controlado</i>	1
<i>Necesita ayuda para sentarse</i>	0
<b><i>Transferencias</i></b>	
<i>Capaz de transferir con seguridad, con mínimo uso de las manos</i>	4

<b>Descripción</b>	<b>Puntos</b>
<i>Capaz de transferir con seguridad, usando claramente las manos</i>	3
<i>Capaz de transferir con apoyo verbal y/o supervisión</i>	2
<i>Necesita la ayuda de una persona</i>	1
<i>Necesita ayuda o supervisión de 2 personas para hacerlo con seguridad</i>	0
<b><i>Permanecer de pie sin apoyo con los ojos cerrados</i></b>	
<i>Capaz de permanecer de pie 10 segundos con seguridad</i>	4
<i>Capaz de permanecer de pie 10 segundos bajo supervisión</i>	3
<i>Capaz de permanecer de pie 3 segundos</i>	2
<i>Incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos, pero permanece</i>	1
<i>Necesita ayuda para evitar la caída</i>	0
<b><i>Permanecer de pie sin apoyo con los pies juntos</i></b>	
<i>Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con seguridad</i>	4
<i>Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con supervisión</i>	3
<i>Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 30 segundos</i>	2
<i>Necesita ayuda para mantener la posición pero es capaz de permanecer 15 segundos con los pies juntos</i>	1
<i>Necesita ayuda para mantener la posición y es incapaz de permanecer de pie 15 segundos</i>	0
<b><i>Inclinarse hacia delante con los brazos extendidos</i></b>	
<i>Puede inclinarse hacia adelante con seguridad &gt;10 pulgadas (&gt;25 cm.)</i>	4
<i>Puede inclinarse hacia adelante con seguridad &gt; 5 pulgadas (&gt;13 cm.)</i>	3
<i>Puede inclinarse hacia adelante con seguridad &gt; 2 pulgadas (&gt;5 cm.)</i>	2
<i>Se inclina hacia delante, pero necesita supervisión</i>	1
<i>Necesita ayuda para evitar caerse</i>	0
<b><i>Coger objetos del suelo</i></b>	
<i>Capaz de coger la zapatilla con seguridad y facilidad. Lo hace con seguridad y facilidad</i>	4

<b>Descripción</b>	<b>Puntos</b>
<i>Capaz de coger la zapatilla, pero necesita supervisión facilidad</i>	3
<i>Incapaz de cogerla, pero se acerca hasta 2-5 cm y mantiene el equilibrio solo</i>	2
<i>Incapaz de cogerlo y necesita supervisión mientras lo intenta</i>	1
<i>Incapaz de cogerlo y necesita supervisión mientras lo intenta</i>	0
<b><i>Girarse para mirar atrás, por encima de los hombros izquierdo y derecho</i></b>	
<i>Mira atrás por ambos lados y mantiene bien el equilibrio</i>	4
<i>Mira atrás solo por un lado; por el otro lado mantiene peor el equilibrio</i>	3
<i>Gira hacia un lado solamente pero mantiene el equilibrio</i>	2
<i>Necesita supervisión mientras hace el giro</i>	1
<i>Necesita ayuda para evitar caerse</i>	0
<b><i>Giro de 360º</i></b>	
<i>Capaz de girar con seguridad en &lt; 4 segundos por ambos lados</i>	4
<i>Capaz de girar en &lt; 4 segundos solo por un lado</i>	3
<i>Capaz de girar 360º con seguridad pero más lentamente</i>	2
<i>Necesita supervisión o apoyo verbal</i>	1
<i>Necesita ayuda mientras gira</i>	0
<b><i>Contar el número de veces que puede poner el pie sobre un taburete (alternando pies)</i></b>	
<i>Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en 20 segundos</i>	4
<i>Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en más de 20 segundos</i>	3
<i>Capaz de completar 4 pasos (toques) sin ayuda, con supervisión</i>	2
<i>Capaz de completar más de 2 pasos (toques) con asistencia mínima</i>	1
<i>Necesita asistencia para evitar la caída / incapaz de hacerlo</i>	0
<b><i>Bipedestación sin apoyo, con un pie delante del otro</i></b>	
<i>Capaz de poner los pies en posición de tándem sólo y aguanta 30 segundos</i>	4
<i>Capaz de poner un pie delante del otro sólo y aguanta 30 segundos</i>	3
<i>Da un pequeño paso, pero se mantiene 30 segundos</i>	2

<i>Descripción</i>	<i>Puntos</i>
<i>Necesita ayuda pero se mantiene 15 segundos</i>	<i>1</i>
<i>Pierde el equilibrio mientras da el paso o permanece de pie</i>	<i>0</i>
<b><i>Bipedestación sobre una pierna</i></b>	
<i>Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 10 segundos</i>	<i>4</i>
<i>Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante 5-10 segundos</i>	<i>3</i>
<i>Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 3 segundos</i>	<i>2</i>
<i>Intenta levantar una pierna; incapaz de mantenerse 3 segundos, pero permanece de pie sólo</i>	<i>1</i>
<i>Incapaz de hacerlo o necesita asistencia para evitar la caída</i>	<i>0</i>

### C.11. Índice de Barthel de Actividades Básicas de la Vida Diaria (BI)

	<i>Puntos</i>
<b><i>Comer</i></b>	
<i>Totalmente independiente</i>	<i>10</i>
<i>Necesita ayuda para cortar carne, el pan, etc.</i>	<i>5</i>
<i>Dependiente</i>	<i>0</i>
<b><i>Lavarse</i></b>	
<i>Independiente: entra y sale solo del baño</i>	<i>5</i>
<i>Dependiente</i>	<i>0</i>
<b><i>Vestirse</i></b>	
<i>Independiente: capaz de ponerse y de quitarse la ropa, abotonarse, atarse los zapatos</i>	<i>10</i>
<i>Necesita ayuda</i>	<i>5</i>
<i>Dependiente</i>	<i>0</i>
<b><i>Arreglarse</i></b>	
<i>Independiente para lavarse la cara, las manos, peinarse, afeitarse, maquillarse, etc.</i>	<i>5</i>
<i>Dependiente</i>	<i>0</i>

	<b>Puntos</b>
<b>Deposiciones (semana previa)</b>	
<i>Continencia normal</i>	10
<i>Ocasionalmente algún episodio de incontinencia, o necesita ayuda para administrarse supositorios o lavativas</i>	5
<i>Incontinencia</i>	0
<b>Micción (semana previa)</b>	
<i>Continencia normal, o es capaz de cuidarse de la sonda si tiene una puesta</i>	10
<i>Un episodio diario como máximo de incontinencia, o necesita ayuda para cuidar de la sonda</i>	5
<i>Incontinencia</i>	0
<b>Usar el retrete</b>	
<i>Independiente para ir al cuarto de aseo, quitarse y ponerse la ropa...</i>	10
<i>Necesita ayuda para ir al retrete, pero se limpia solo</i>	5
<i>Dependiente</i>	0
<b>Trasladarse</b>	
<i>Independiente para ir del sillón a la cama</i>	15
<i>Mínima ayuda física o supervisión para hacerlo</i>	10
<i>Necesita gran ayuda, pero es capaz de mantenerse sentado solo</i>	5
<i>Dependiente</i>	0
<b>Deambular</b>	
<i>Independiente, camina solo 50 metros</i>	15
<i>Necesita ayuda física o supervisión para caminar 50 metros</i>	10
<i>Independiente en silla de ruedas sin ayuda</i>	5
<i>Dependiente</i>	0
<b>Escalones</b>	
<i>Independiente para bajar y subir escaleras</i>	10
<i>Necesita ayuda física o supervisión para hacerlo</i>	5
<i>Dependiente</i>	0



## Apéndice D

# Carta dirigida a médicos forenses

*Estimado Doctor xx,*

*actualmente se está desarrollando en el Departament de Medicina Preventiva i Salut Pública, Ciències de la Alimentació, Toxicologia y Medicina Legal de la Universitat de València la Tesis Doctoral que lleva por título: “Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de las personas con ictus basado en escalas clínicas y análisis cinético”, realizada por María José Vivas Broseta y dirigida por la Dra. Marina Gisbert Grifo. El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de una metodología para la valoración objetiva de la recuperación de la marcha de las personas con hemiplejía por ictus basada en el uso combinado de escalas y variables biomecánicas procedentes del análisis cinético de la marcha, que sea aplicable por el personal sanitario de un servicio de rehabilitación hospitalario y de utilidad en la valoración médico-legal.*

*Uno de los objetivos secundarios de este proyecto es: “Descripción de las necesidades de los potenciales usuarios en relación a la valoración de la marcha de las personas con hemiplejía”. Para contestar a este objetivo ya se han realizado tres grupos de discusión contando con la participación de médicos especialistas en medicina física y rehabilitación, principales usuarios de dicha metodología, pero es necesario complementarlo con la opinión de especialistas en Valoración del Daño Corporal, por lo que solicitamos su colaboración para revisar y completar los resultados obtenidos.*

*Las ideas principales expresadas por los especialistas en medicina física y rehabilitación en relación a la metodología/herramienta a desarrollar son:*

- 1. La aplicación de la metodología/herramienta debe basarse en una herramienta de aplicación rápida, que no contenga muchas instrucciones, que sea fácil de conectar y apagar y no requiera espacio o infraestructuras adicionales al de*

*las consultas médicas. Debe de ser lo suficientemente accesible para disponer de él en cualquier momento y robusto para que pueda generalizarse su uso por parte del equipo clínico de un servicio. Además, el tratamiento de datos debe ser sencillo.*

- 2. Ha de aportar datos muy resumidos a la vez de precisos, basados en la comparación con una base de datos de normalidad y debe ayudar a descartar pruebas de valoración más costosas y que no sean necesarias. Además, debe ser independiente de la aplicación de las técnicas de valoración biomecánica más sofisticadas existentes en la actualidad, aunque podría combinarse con éstas para ampliar información en el caso de considerarse necesario.*
- 3. Los resultados aportados por esta metodología/herramienta deben aportar objetividad y precisión y mostrar la evolución del paciente a lo largo del tiempo, numérica y gráficamente. Deben proporcionar datos muy resumidos y con valor numérico, acompañados de una escala que permita categorizarlos, interpretarlos fácilmente y compararlos. Además, ha de suponer una simplificación de resultados con respecto a los resultados proporcionados por las técnicas de valoración biomecánica actuales.*
- 4. De forma complementaria al desarrollo de esta metodología/herramienta, es prioritario concienciar a los equipos médicos de la usabilidad y beneficios que aportaría, ya que a través de una valoración rápida y objetiva del paciente se pueden descartar pruebas más costosas suponiendo un ahorro considerable en tiempo y costes. Es conveniente tener en cuenta que la falta de tiempo en general y la fiabilidad de alguna de las herramientas actuales son la problemática más repetida a la hora de utilizar los instrumentos existentes hasta la fecha.*

*Así, lo que le solicitamos a Vd. es que indique el grado de acuerdo con cada uno de los puntos sugeridos por los médicos rehabilitadores puntuando cada propuesta con un valor entre «1», Totalmente en desacuerdo, y «5», Totalmente de acuerdo. Además, que añada aquellos aspectos que le parezcan especialmente relevantes para que la metodología resulte de utilidad en el ejercicio de su profesión y no estén recogidos en los puntos anteriores.*

*Para atender esta solicitud basta con que conteste a esta carta dirigiéndose a la dirección de correo electrónico (correo@ibv.upv.es). Si prefiere dar su respuesta mediante conversación telefónica indique en la misma dirección de correo a qué teléfono puedo llamarle y en qué horario podría atender la llamada. He tratado de presentar mi petición mediante un escrito muy breve para facilitar su colaboración, pero si para dar su respuesta prefiere disponer de mayor información sobre este tema, no dude en indicármelo, en ese caso me pondré en contacto con Vd. para darle más detalles.*

*Gracias de antemano por su colaboración.*

*Atentamente,*

*Maria José Vivas Broseta*

## Apéndice E

# Resultados estadísticos complementarios

*En este apartado del apéndice documental se presentan resultados del análisis estadístico complementarios a los presentados en el apartado de «Resultados» (ver capítulo 4 en la página 73).*

Tabla E.1: *Resultados completos del análisis de correlación de escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD con fuerza muscular, espasticidad y dolor.*

		MASTibial_anterior	MMTibial_anterior	EVA
FACHS	cor	-0.2227	0.3987	-0.128
	N	105	103	105
	CI*	(-0.3974,-0.03245)	(0.2224,0.5498)	(-0.312,0.0653)
	stat**	-2.319 (103)	4.37 (101)	-1.309 (103)
	p-value	0.0224	0.0000	0.1933
-----				
FAC	cor	-0.2688	0.4025	-0.09013
	N	105	103	105
	CI*	(-0.4379,-0.08128)	(0.2267,0.553)	(-0.277,0.1033)
	stat**	-2.832 (103)	4.419 (101)	-0.9184 (103)
	p-value	0.0056	0.0000	0.3605
-----				
BBS	cor	-0.09886	0.474	0.02811
	N	53	52	53
	CI*	(-0.3595,0.1761)	(0.231,0.6614)	(-0.244,0.2962)
	stat**	-0.7095 (51)	3.807 (50)	0.2008 (51)
	p-value	0.4813	4e-04	0.8416
-----				
TUG	cor	0.1405	-0.458	-0.07757
	N	99	98	99
	CI*	(-0.05854,0.3288)	(-0.6018,-0.2855)	(-0.2708,0.1217)
	stat**	1.398 (97)	-5.048 (96)	-0.7663 (97)
	p-value	0.1654	0.0000	0.4454
-----				
BI	cor	-0.2471	0.3685	-0.171
	N	105	103	105
	CI*	(-0.4189,-0.0582)	(0.1885,0.5246)	(-0.3512,0.02136)
	stat**	-2.588 (103)	3.984 (101)	-1.762 (103)
	p-value	0.0110	1e-04	0.0811
-----				

Tabla E.2: *Resultados completos del análisis de correlación entre escalas de valoración de marcha, equilibrio y AVD.*

	BBS	BI	FAC	FACS	TUG
BBS	cor 1	0.9349	0.9123	0.88	-0.7762
	N 134	134	134	134	77
	CI*	(0.9095,0.9533)	(0.8786,0.9369)	(0.835,0.9133)	(-0.8521,-0.6685)
	stat**	30.25 (132)	25.59 (132)	21.29 (132)	-10.66 (75)
	p-value	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
-----					
BI	cor 0.9349	1	0.8902	0.8689	-0.5443
	N 134	206	206	206	140
	CI* (0.9095,0.9533)		(0.8579,0.9155)	(0.8309,0.8988)	(-0.6514,-0.416)
	stat** 30.25 (132)		27.91 (204)	25.07 (204)	-7.623 (138)
	p-value 0.0000		0.0000	0.0000	0.0000
-----					
FAC	cor 0.9123	0.8902	1	0.9	-0.5376
	N 134	206	206	206	140
	CI* (0.8786,0.9369)	(0.8579,0.9155)		(0.8704,0.9231)	(-0.6459,-0.4081)
	stat** 25.59 (132)	27.91 (204)		29.49 (204)	-7.49 (138)
	p-value 0.0000	0.0000		0.0000	0.0000
-----					
FACS	cor 0.88	0.8689	0.9	1	-0.5463
	N 134	206	206	206	140
	CI* (0.835,0.9133)	(0.8309,0.8988)	(0.8704,0.9231)		(-0.653,-0.4183)
	stat** 21.29 (132)	25.07 (204)	29.49 (204)		-7.662 (138)
	p-value 0.0000	0.0000	0.0000		0.0000
-----					
TUG	cor -0.7762	-0.5443	-0.5376	-0.5463	1
	N 77	140	140	140	140
	CI* (-0.8521,-0.6685)	(-0.6514,-0.416)	(-0.6459,-0.4081)	(-0.653,-0.4183)	
	stat** -10.66 (75)	-7.623 (138)	-7.49 (138)	-7.662 (138)	
	p-value 0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	
-----					
	** t (df)				
	* 95% percent interval				
	HA: two.sided				

Tabla E.3: *Resultados completos del análisis de correlación entre escalas clínicas al alcanzar estabilidad hemodinámica y a los seis meses del ictus.*

		<b>CNS F1</b>	<b>CapHS F1</b>	<b>TCT F1</b>	<b>SedHS F1</b>	<b>BBS F1</b>	<b>BI F1</b>	<b>BipHS F1</b>	<b>FACHS F1</b>	<b>FAC F1</b>	
<b>FaCHS F8</b>	rho	0.49	0.71	0.47	0.29	0.33	0.65	0.42	0.46	0.58	
	p-value*	0.01	<0.01	0.02	0.16	0.10	<0.01	0.03	0.02	<0.01	
<b>FAC F8</b>	rho	0.41	0.50	0.37	0.21	0.29	0.53	0.39	0.54	0.43	
	p-value*	0.04	0.01	0.06	0.30	0.15	0.01	0.05	<0.01	0.03	
<b>TUG F8</b>	rho	-0.50	-0.64	-0.53	-0.21	-0.43	-0.72	-0.41	-0.51	-0.43	
	p-value*	0.01	<0.01	0.01	0.30	0.03	<0.01	0.04	0.01	0.03	
<b>BBS F8</b>	rho	0.51	0.64	0.53	0.30	0.43	0.72	0.49	0.59	0.49	
	p-value*	0.01	<0.01	0.01	0.13	0.03	<0.01	0.01	0.00	0.01	
<b>BI F8</b>	rho	0.42	0.64	0.34	0.22	0.26	0.47	0.44	0.39	0.61	
	p-value*	0.04	<0.01	0.09	0.29	0.21	0.02	0.03	0.05	<0.01	

Tabla E.4: *Análisis de componentes principales de las escalas clínicas en F1.*

```

Importance of components:
      Comp.1  Comp.2  Comp.3  Comp.4  Comp.5
Standard deviation  2.6293185 1.0183761 0.69353788 0.66587026 0.54189414
Proportion of Variance 0.6913316 0.1037090 0.04809948 0.04433832 0.02936493
Cumulative Proportion 0.6913316 0.7950406 0.84314006 0.88747838 0.91684331
      Comp.6  Comp.7  Comp.8  Comp.9  Comp.10
Standard deviation  0.51451932 0.46352878 0.4335297 0.321621 0.246150007
Proportion of Variance 0.02647301 0.02148589 0.0187948 0.010344 0.006058983
Cumulative Proportion 0.94331632 0.96480222 0.9835970 0.993941 1.000000000
> plot(kk)
> kk$loadings

Loadings:
      Comp.1 Comp.2 Comp.3 Comp.4 Comp.5 Comp.6 Comp.7 Comp.8
BI      -0.357                -0.366          -0.109
BBS     -0.354  0.214          -0.114 -0.157 -0.255          -0.299
CNSTotal -0.230 -0.669  0.180 -0.372  0.484 -0.284
FAC     -0.331  0.300 -0.248 -0.128  0.135 -0.448          -0.403
FACHS   -0.335  0.179 -0.203 -0.105  0.159  0.121  0.624  0.612
SedHS   -0.289  0.288  0.547  0.535  0.460
CapHS   -0.329          -0.238 -0.235  0.265  0.748 -0.271 -0.255
BipHS   -0.337  0.159  0.206 -0.156 -0.296 -0.118 -0.565  0.488
ICT     -0.308 -0.346  0.423  0.102 -0.439  0.240  0.398 -0.246
MMTTibial_anterior -0.270 -0.385 -0.534  0.661          -0.150
      Comp.9 Comp.10
BI      0.781  0.320
BBS     0.105 -0.785
CNSTotal
FAC     -0.280  0.505
FACHS
SedHS   0.175
CapHS
BipHS   -0.367
ICT     -0.336  0.117
MMTTibial_anterior -0.112

```

Tabla E.5: *Análisis descriptivo de los coeficientes de ajuste a los factores del ADF de las fuerzas de reacción, velocidad y tiempo de apoyo.*

	Valid N	Mean	St. Deviation	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
Velocidad.Afecto	101	1.366848651	7.94966955	0.1966667	0.44000000	0.548333333	0.72508767	80.4387290
Tiempo_apoyo.Afecto	105	0.965128156	0.19834065	0.7300000	0.82833333	0.898000000	1.03666667	1.6200000
Coefs_Fz1.Afecto	105	-0.376653054	1.38068148	-3.8957833	-1.15166667	-0.048983333	0.67981667	2.1195000
Coefs_Fz2.Afecto	105	-0.054855099	0.71913821	-1.6219000	-0.59810000	-0.069966667	0.48700000	1.5499200
Coefs_Fz3.Afecto	105	-0.102451548	0.47461053	-1.1617200	-0.39583333	-0.206525000	0.12566667	1.5426000
Coefs_Fz4.Afecto	105	-0.015166409	0.39557769	-1.4148500	-0.19860000	0.005871429	0.20097500	1.0990000
Coefs_Fy1.Afecto	105	-0.022829785	0.17427920	-0.7366667	-0.10982857	0.002633333	0.07311667	0.4074250
Coefs_Fy2.Afecto	105	0.033460010	0.07782118	-0.1544167	-0.01817500	0.031562500	0.08556000	0.2269000
Coefs_Fy3.Afecto	105	0.010873377	0.06793571	-0.1584600	-0.03068333	0.005825000	0.05390000	0.1927000
Coefs_Fy4.Afecto	105	-0.002893704	0.05128479	-0.1817500	-0.03431429	-0.002387500	0.03950000	0.1070800
Coefs_Fx1.Afecto	105	0.018253149	0.29485740	-0.7547333	-0.13150000	0.049866667	0.27883750	0.4580333
Coefs_Fx2.Afecto	105	-0.006626759	0.16682844	-0.4350000	-0.12901000	0.016300000	0.10720000	0.3486833
Coefs_Fx3.Afecto	105	0.027906344	0.10477207	-0.2662000	-0.04418333	0.030300000	0.11276667	0.2446167
Coefs_Fx4.Afecto	105	0.018797246	0.07956768	-0.1602667	-0.02785000	0.017728571	0.07341667	0.2065400
Velocidad.Sano	104	1.338735891	7.83480819	0.1443435	0.42055850	0.557327048	0.71794467	80.4387290
Tiempo_apoyo.Sano	106	1.066039196	0.29917133	0.7533333	0.88833333	0.968000000	1.13375000	2.2700000
Coefs_Fz1.Sano	106	0.482470732	0.95042770	-1.8249500	-0.11867083	0.438691667	1.22317813	2.3307000
Coefs_Fz2.Sano	106	0.053229310	0.52228949	-1.3461000	-0.30896250	0.045758333	0.46389000	1.1324667
Coefs_Fz3.Sano	106	0.075847090	0.42828951	-0.7376714	-0.23129500	0.002308333	0.37392679	1.2799000
Coefs_Fz4.Sano	106	0.041208975	0.28011760	-0.7360600	-0.13311667	0.031714286	0.22061875	0.7164800
Coefs_Fy1.Sano	106	0.019945446	0.18393981	-0.6374667	-0.08384167	0.024066667	0.14996321	0.4226500
Coefs_Fy2.Sano	106	-0.034224881	0.08357768	-0.2753000	-0.07244167	-0.022237500	0.03476500	0.1152667
Coefs_Fy3.Sano	106	-0.007569987	0.06014539	-0.1357500	-0.05247083	-0.014356250	0.04397500	0.1251667
Coefs_Fy4.Sano	106	-0.001865328	0.04636830	-0.1299000	-0.03108438	0.003173333	0.02630000	0.1192600
Coefs_Fx1.Sano	106	-0.037212623	0.30764706	-0.8968333	-0.17665833	0.015591667	0.18646125	0.4998000
Coefs_Fx2.Sano	106	0.023116170	0.15503354	-0.3429167	-0.06499750	0.029666667	0.13124667	0.4879400
Coefs_Fx3.Sano	106	-0.014089325	0.06901593	-0.1585167	-0.05902083	-0.021591667	0.03590333	0.1749600
Coefs_Fx4.Sano	106	-0.025065685	0.08179917	-0.2249500	-0.07107357	-0.008633333	0.02853500	0.1656833

Tabla E.6: *Valor de «p» en T-test de los coeficientes de ajuste a los factores del ADF: registro seleccionado aleatoriamente vs. resto.*

	p-value
Coefs_Fz1	0.135
Coefs_Fz2	0.207
Coefs_Fz3	0.420
Coefs_Fz4	0.409
Coefs_Fy1	0.169
Coefs_Fy2	0.521
Coefs_Fy3	0.132
Coefs_Fy4	0.525
Coefs_Fx1	0.167
Coefs_Fx2	0.940
Coefs_Fx3	0.532
Coefs_Fx4	0.977

Tabla E.7: *Análisis de correlación entre los coeficientes de ajuste a los factores del ADF de las fuerzas de reacción.*

Pearson's product-moment correlation

	X.Coeffs_Fs1	X.Coeffs_Fs2	X.Coeffs_Fs3	X.Coeffs_Fs4	X.Coeffs_Fy1	X.Coeffs_Fx1
X.Coeffs_Fs1	cor 1	0.04728	0.05916	-0.04258	-0.1088	-0.7586
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.08868,0.1815)	(-0.07684,0.193)	(-0.177,0.09334)	(-0.2406,0.02699)	(-0.8107,-0.6946)	
	stat** 0.6826 (208)	0.8548 (208)	-0.6147 (208)	-1.578 (208)	-16.79 (208)	
	p-value 0.4956	0.3937	0.5394	0.1160	0.0000	
-----						
X.Coeffs_Fs2	cor 0.04728	1	0.01962	0.08335	0.3409	0.2565
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.08868,0.1815)	(-0.1161,0.1546)	(-0.05263,0.2163)	(0.2154,0.4553)	(0.1255,0.3788)	
	stat** 0.6826 (208)	0.2829 (208)	1.206 (208)	5.229 (208)	3.828 (208)	
	p-value 0.4956	0.7775	0.2291	0.0000	2e-04	
-----						
X.Coeffs_Fs3	cor 0.05916	0.01962	1	-0.08575	0.2674	0.0383
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.07684,0.193)	(-0.1161,0.1546)	(-0.2186,0.05022)	(0.1369,0.3887)	(-0.0976,0.1728)	
	stat** 0.8548 (208)	0.2829 (208)	-1.241 (208)	4.002 (208)	0.5527 (208)	
	p-value 0.3937	0.7775	0.2159	1e-04	0.5810	
-----						
X.Coeffs_Fs4	cor -0.04258	0.08335	-0.08575	1	0.2545	0.3086
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.177,0.09334)	(-0.05263,0.2163)	(-0.2186,0.05022)	(0.1234,0.3769)	(0.1808,0.4262)	
	stat** -0.6147 (208)	1.206 (208)	-1.241 (208)	3.796 (208)	4.679 (208)	
	p-value 0.5394	0.2291	0.2159	2e-04	0.0000	
-----						
X.Coeffs_Fy1	cor -0.1088	0.3409	0.2674	0.2545	1	0.3694
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.2406,0.02699)	(0.2154,0.4553)	(0.1369,0.3887)	(0.1234,0.3769)	(0.2463,0.4807)	
	stat** -1.578 (208)	5.229 (208)	4.002 (208)	3.796 (208)	5.732 (208)	
	p-value 0.1160	0.0000	1e-04	2e-04	0.0000	
-----						
X.Coeffs_Fx1	cor -0.7586	0.2565	0.0383	0.3086	0.3694	1
	N 210	210	210	210	210	210
	CI* (-0.8107,-0.6946)	(0.1255,0.3788)	(-0.0976,0.1728)	(0.1808,0.4262)	(0.2463,0.4807)	
	stat** -16.79 (208)	3.828 (208)	0.5527 (208)	4.679 (208)	5.732 (208)	
	p-value 0.0000	2e-04	0.5810	0.0000	0.0000	

Tabla E.8: *Análisis de correlación entre los coeficientes de ajuste de las fuerzas de reacción del ADF y la velocidad de marcha.*

Pearson's product-moment correlation

	X.Coeffs_Fz1	X.Coeffs_Fz2	X.Coeffs_Fz3	X.Coeffs_Fz4	X.Coeffs_Fx1	X.Coeffs_Fy1
X.Velocidad	cor 0.7268	-0.1772	-0.07323	-0.3238	-0.8917	-0.3603
	N 204	204	204	204	204	204
	CI* (0.6548,0.7857)	(-0.3071,-0.0408)	(-0.2085,0.06479)	(-0.4416,-0.1951)	(-0.9168,-0.8596)	(-0.4742,-0.2345)
	stat** 15.04 (202)	-2.559 (202)	-1.044 (202)	-4.865 (202)	-28 (202)	-5.489 (202)
	p-value 0.0000	0.0112	0.2979	0.0000	0.0000	0.0000
-----						
	** t (df)					
	* 95% percent interval					
	HA: two.sided					

Tabla E.9: *Test de Anova de medidas repetidas de los coeficientes de ajuste a  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fy1$ ,  $Fx1$ ,  $FAC$  y  $FACS$  con fase y lado como factores.*

		Chisq	Df	Pr(>Chisq)
X.Coeffs_Fz1	Phase	5.4077	5	0.3682 34
	Lado	69.4974	1	<2e-16 57
	Phase:Lado	3.9998	5	0.5494 33
X.Coeffs_Fz2	Phase	6.1696	5	0.29006 58
	Lado	2.7083	1	0.09983 28
	Phase:Lado	4.8172	5	0.4386 49
X.Coeffs_Fz3	Phase	13.1478	5	0.022033 52
	Lado	9.5902	1	0.001956 18
	Phase:Lado	2.8709	5	0.719888 21
X.Coeffs_Fz4	Phase	6.5638	5	0.2552 08
	Lado	2.1643	1	0.1412 1
	Phase:Lado	3.1363	5	0.679 1
X.Coeffs_Fy1	Phase	52.5034	5	4.25E-10 03
	Lado	11.8402	1	5.80E-04 1
	Phase:Lado	0.3375	5	0.9968777 1
X.Coeffs_Fx1	Phase	36.1173	5	9.00E-07
	Lado	10.9709	1	0.0009255
	Phase:Lado	1.1999	5	0.9448869
FAC	Phase	183.84	5	<2e-16
	Lado	0	1	1
	Phase:Lado	0	5	1
FACHS	Phase	94.985	5	<2e-16
	Lado	0	1	1
	Phase:Lado	0	5	1

Tabla E.10: *Test de Anova de medidas repetidas de los coeficientes de ajuste a Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1, Fx1, FAC y FACS con fase y lado como factores: F6, F7 y F8, submuestra.*

		Chisq	Df	Pr(>Chisq)
X.Coefs_Fz1	Phase (F6-F8)	1.1151	2	0.5726
	Lado	27.7554	1	1.38E-07
	Phase:Lado	0.0451	2	0.9777
X.Coefs_Fz2	Phase (F6-F8)	1.57	2	0.4561
	Lado	1.9485	1	0.1627
	Phase:Lado	0.1926	2	0.9082
X.Coefs_Fz3	Phase (F6-F8)	1.3758	2	0.5026234
	Lado	12.0579	1	0.0005157
	Phase:Lado	0.1906	2	0.9090833
X.Coefs_Fz4	Phase (F6-F8)	0.8211	2	0.6633
	Lado	0.0179	1	0.8935
	Phase:Lado	1.6683	2	0.4342
X.Coefs_Fy1	Phase (F6-F8)	13.5214	2	0.001158
	Lado	6.3976	1	0.011428
	Phase:Lado	0.1892	2	0.909749
X.Coefs_Fx1	Phase (F6-F8)	4.2214	2	0.121152
	Lado	9.2013	1	0.002418
	Phase:Lado	0.0673	2	0.966921
FAC	Phase	5	2	0.08208
	Lado	0	1	1
	Phase:Lado	0	2	1
FACHS	Phase	1.5517	2	0.4603
	Lado	0	1	1
	Phase:Lado	0	2	1

Tabla E.11: *Test de Anova para Fz1, Fz2, Fz3, Fz4, Fy1 y Fx1 con FACHS en F3, fase y lado como factores.*

		Sum Sq	Df	F value	Pr(>F)
Fz1	FACHS_F3	84.296	1	84.8175	<2.2e-16
	Lado	37.979	1	38.2135	4.25E-09
	Phase	1.689	5	0.3399	0.8882
	Lado:Phase	2.629	5	0.5291	0.7541
	Residuals	175.913	177		
Fz2	FACHS_F3	0.074	1	0.1766	0.6748
	Lado	0.677	1	1.6119	0.2059
	Phase	1.55	5	0.7376	0.5962
	Lado:Phase	1.274	5	0.6066	0.6949
	Residuals	74.371	177		
Fz3	FACHS_F3	1.393	1	7.4836	0.006861
	Lado	1.32	1	7.0878	0.008476
	Phase	1.331	5	1.43	0.21559
	Lado:Phase	0.362	5	0.3893	0.855724
	Residuals	32.957	177		
Fz4	FACHS_F3	2.0845	1	17.5202	4.47E-05
	Lado	0.1381	1	1.1604	0.2828
	Phase	0.8226	5	1.3828	0.2328
	Lado:Phase	0.2712	5	0.4559	0.8086
	Residuals	21.0585	177		
Fx1	FACHS_F3	5.5359	1	84.4429	<2e-16
	Lado	0.143	1	2.1815	0.1415
	Phase	0.2033	5	0.6201	0.6846
	Lado:Phase	0.0144	5	0.0438	0.9989
	Residuals	11.6038	177		
Fy1	FACHS_F3	0.6991	1	24.171	2.00E-06
	Lado	0.0929	1	3.2115	0.0748298
	Phase	0.7267	5	5.0245	0.0002492
	Lado:Phase	0.0017	5	0.0115	0.9999582
	Residuals	5.1197	177		

Tabla E.12: Test de Anova para  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fy1$  y  $Fx1$  con FAC en  $F3$ , fase y lado como factores.

		Sum Sq	Df	F value	Pr(>F)
Fz1	FAC_F3	7.062	1	9.8704	0.002312
	Lado	12.287	1	17.1737	8.03E-05
	Phase	5.31	5	1.4845	0.203401
	Lado:Phase	2.903	5	0.8117	0.544592
	Residuals	60.811	85		
Fz2	FAC_F3	0.014	1	0.0356	0.8508
	Lado	1.388	1	3.5244	0.0639
	Phase	2.468	5	1.2537	0.2916
	Lado:Phase	2.398	5	1.2182	0.3077
	Residuals	33.465	85		
Fz3	FAC_F3	0.4469	1	2.8512	0.094974
	Lado	2.3375	1	14.9122	0.0002191
	Phase	0.7757	5	0.9897	0.4289742
	Lado:Phase	0.449	5	0.5729	0.7205837
	Residuals	13.324	85		
Fz4	FAC_F3	0.6208	1	8.0422	0.005711
	Lado	0.0832	1	1.0774	0.302223
	Phase	0.5109	5	1.3237	0.261875
	Lado:Phase	0.4903	5	1.2705	0.284189
	Residuals	6.5609	85		
Fx1	FAC_F3	1.002	1	11.7838	0.0009253
	Lado	0.134	1	1.5764	0.2127197
	Phase	0.9825	5	2.3109	0.0509532
	Lado:Phase	0.0258	5	0.0606	0.9974933
	Residuals	7.228	85		
fy1	FAC_F3	0.0833	1	1.8993	0.1718
	Lado	0.0379	1	0.8632	0.3555
	Phase	0.2167	5	0.9881	0.4299
	Lado:Phase	0.0099	5	0.0452	0.9988
	Residuals	3.7273	85		

Tabla E.13: Test de Anova para  $Fz1$ ,  $Fz2$ ,  $Fz3$ ,  $Fz4$ ,  $Fy1$  y  $Fx1$  con FAC, FACHS, MMT en tibial anterior y BBS con lado como factor.

		Sum Sq	Df	F value	Pr(>F)
Fz1	FACHS	72.572	3	22.55	1.17E-12
	Lado	38.08	1	35.498	1.10E-08
	Residuals	219.91	205		
	FAC	67.531	3	20.514	1.153E-11
	Lado	38.08	1	34.703	1.556E-08
	Residuals	224.95	205		
	MMTTibial_anterior	29.33	4	5.8439	0.0001815
	Lado	34.991	1	27.8869	3.341E-07
	Residuals	250.947	200		
	BBS	2.053	1	1.6044	0.2081386
	Lado	15.917	1	12.4391	0.0006293
	Residuals	131.8	103		
Fz2	FACHS	4.145	3	3.6204	0.01404
	Lado	0.635	1	1.6625	0.19872
	Residuals	78.244	205		
	FAC	3.399	3	2.9404	0.03421
	Lado	0.635	1	1.6468	0.20085
	Residuals	78.99	205		
	MMM	4.54	4	3.0941	0.01685
	Lado	0.664	1	1.8088	0.18017
	Residuals	73.368	200		
	BBS	0.058	1	0.1525	0.697
	Lado	0.428	1	1.1175	0.2929
	Residuals	39.483	103		
Fz3	FACHS	2.278	3	3.8567	0.01029
	Lado	1.63	1	8.2769	0.00444
	Residuals	40.359	205		
	FAC	1.929	3	3.2376	0.0232
	Lado	1.63	1	8.2059	0.00461
	Residuals	40.708	205		
	MMTTibial_anterior	2.875	4	3.7901	0.0054
	Lado	1.664	1	8.7705	0.003432
	Residuals	37.934	200		
	BBS	1.9807	1	10.4594	0.00164
	Lado	0.5712	1	3.0163	0.08542
	Residuals	19.5057	103		
Fz4	FAC	1.7284	3	5.1862	0.001789
	Lado	0.1729	1	1.5565	0.213597
	Residuals	22.7732	205		
	FACHS	2.5893	3	8.0747	0.00004133
	Lado	0.1729	1	1.6177	0.2049
	Residuals	21.9123	205		
	MMTTibial_anterior	1.1745	4	2.6831	0.03271
	Lado	0.1925	1	1.7588	0.18629
	Residuals	21.8865	200		
	BBS	0.0938	1	0.8696	0.3532
	Lado	0.2499	1	2.3173	0.131
	Residuals	11.1065	103		
Fx1	FACHS	9.7235	3	71.8232	2E-16
	Lado	0.1576	1	3.4916	0.06311
	Residuals	9.2511	205		
	FAC	8.3547	3	53.7585	2E-16
	Lado	0.1576	1	3.0415	0.08266
	Residuals	10.6198	205		
	MMTTibial_anterior	2.6939	4	8.6305	0.00000191
	Lado	0.1645	1	2.1076	0.1481
	Residuals	15.6068	200		
	BBS	0.3706	1	4.9177	0.02878
	Lado	0.0659	1	0.8743	0.35195
	Residuals	7.7616	103		
Fy1	FACHS	0.7003	3	8.0364	0.00004342
	Lado	0.1065	1	3.665	0.05696
	Residuals	5.9545	205		
	FAC	0.5304	3	5.9176	0.0006846
	Lado	0.1065	1	3.5633	0.0604819
	Residuals	6.1244	205		
	MMTTibial_anterior	0.6086	4	5.266	0.0004716
	Lado	0.0812	1	2.8104	0.0952194
	Residuals	5.7784	200		
	BBS	0.3038	1	9.7759	0.002298
	Lado	0.0579	1	1.8624	0.175321
	Residuals	3.201	103		



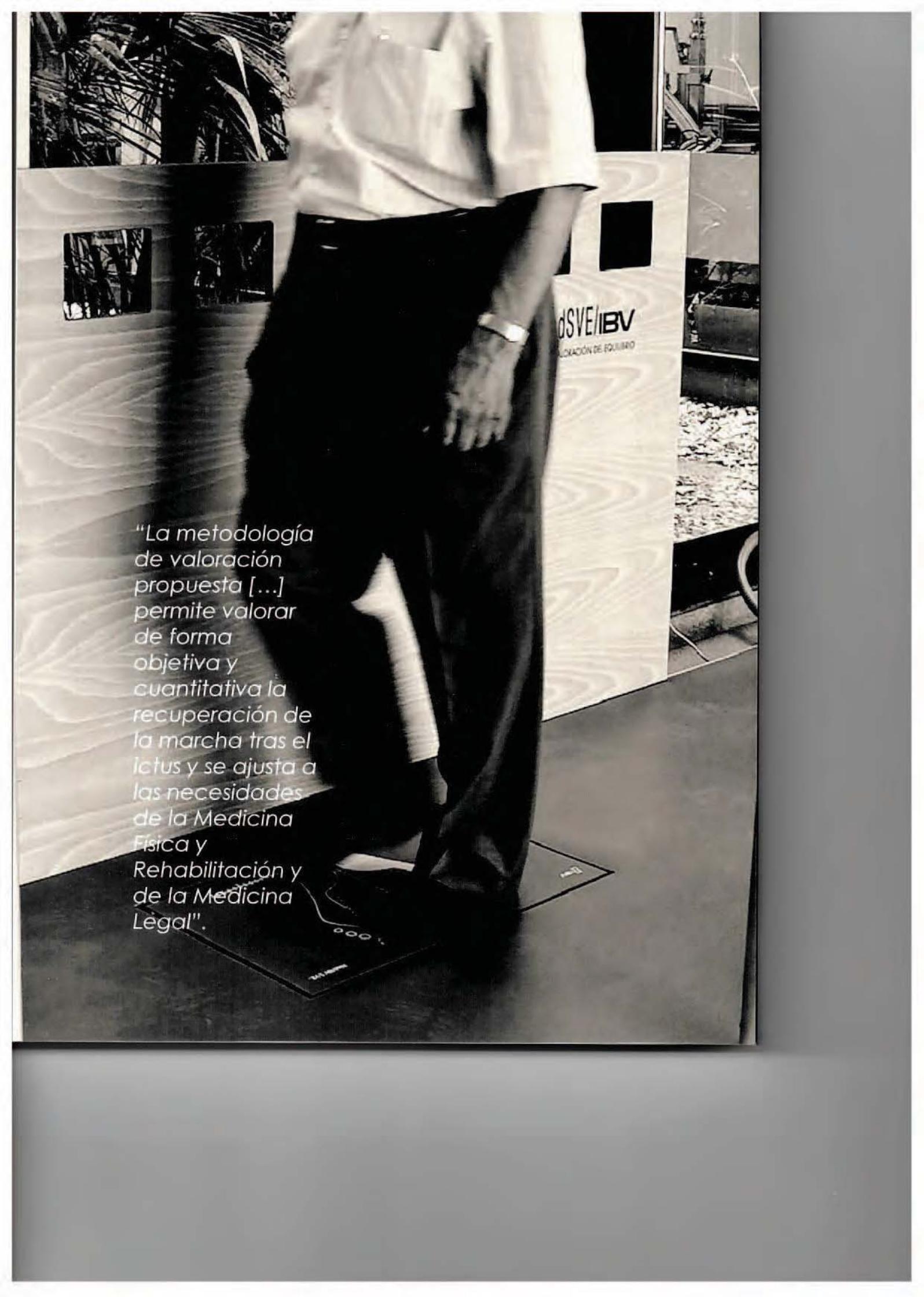


# Índice alfabético

- Índice de Barthel, 61, 110, 125, 176
- Accidente cerebrovascular, 4
- Activación muscular, 18, 38
- Actividades de la vida diaria, 61, 125
- Análisis cinético, 46, 47, 51, 125, 128
- Análisis de datos funcionales, 20, 32, 47, 63, 89, 109, 110, 114, 119, 128, 131, 135, 136
- Análisis de marcha, 29, 44, 46, 62, 128
- Análisis paramétrico, 32, 46, 64, 132
- Apoplejía, 4
- asimetría, 17, 115
- Ataque cerebrovascular o cerebral, 4
- biomecánica de la marcha humana normal y patológica, 6
- Bipedestación, 59, 65, 110, 121, 127
- Cambio postural, 59, 110, 125
- Características cinéticas, 18
- Características cinemáticas, 16
- Características témporo-espaciales, 15
- Ciclo de marcha, 6
- Cinética, 18, 31
- Cinemática, 16, 34
- Clasificación de Cambio Postural del Hospital de Sagunto, 59, 81, 110, 113, 125, 135, 166
- Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto, 60, 82, 98, 110, 113, 120, 125, 127, 128, 135, 170
- Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts, 60, 82, 98, 110, 113, 120, 127, 172
- Clasificación Funcional de la Sedestación del Hospital de Sagunto, 168
- Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud, 25
- Consentimiento informado, 55, 161
- Consumo metabólico, 18, 38
- Control de tronco, 58, 110
- Criterios de exclusión, 56
- Criterios de inclusión, 55
- Dolor, 58, 79
- Efecto suelo, 27
- Efecto techo, 27
- Electromiografía de superficie, 18, 38
- Equilibrio, 60, 110, 120, 125, 135
- Escala de Asworth Modificada, 57, 78, 110, 164
- Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto, 59, 81, 110, 167
- Escala de Equilibrio de Berg, 60, 83, 101, 110, 120, 125, 173

- Escala de Sedestación del Hospital de Sagunto, 59, 82  
 Escala Neurológica Canadiense, 57, 78, 163  
 Escala Visual Analógica del Dolor, 58, 79  
 Escalas clínicas, 28, 39, 46, 47, 51, 57, 66, 76, 86, 110, 113, 120, 125, 131, 135, 163  
 Espasticidad, 110  
 Estabilidad hemodinámica, 65, 125  
 etiología del ictus, 107  
  
 Fases de estudio, 65, 76, 78  
 Fiabilidad, 119  
 Fotogrametría, 34  
 Fuerza muscular, 58, 110, 113, 120, 135  
 Fuerzas de reacción, 19, 21, 23, 31, 46, 63, 89, 90, 114, 120, 128, 135, 136  
  
 Grupo de discusión, 67, 102, 124  
  
 Hemiplejia, 4  
 Hoja informativa, 159  
  
 Ictus, 4  
 Ictus cerebral, 4  
 Incidencia del ictus, 4  
 Infarto cerebral, 4  
 Informes de evolución, 125, 129  
 International Classification of Functioning, Disability and Health, 25  
  
 Médicos, 66, 101  
 Método Delphi, 68, 103  
 Marcha de las personas con ictus, 11  
 Marcha humana normal, 6, 20  
  
 Mecanismos patológicos de la marcha humana, 9  
 Medicina Física y Rehabilitación, 45, 66, 101, 124, 131, 135  
 Medicina Legal y Forense, 67, 68, 103, 131, 135, 179  
 Metodología de valoración, 125  
 Muestra, 55, 75, 76, 107  
  
 Organización Mundial de la Salud, 4, 129  
  
 Plantillas instrumentadas, 34  
 Plataforma Dinascan/IBV, 62  
 Plataformas de presiones, 34  
 Plataformas dinamométricas, 31, 62, 108, 124, 136  
 Presiones plantares, 19  
 Protocolo de valoración, 31, 46, 56, 62, 108, 124, 128  
 Proyecto europeo BETTER, 3, 159  
  
 Recuperación de la marcha, 5, 96, 110, 125, 135  
 Registros, 76  
 Rehabilitación, 5, 45, 47, 51, 65, 125, 127  
 Repetibilidad, 26, 94, 119  
  
 Sedestación, 59  
 Sensibilidad al cambio, 27  
 Sensores inerciales, 36  
 Simulación, 41, 44, 136  
 Sistema de análisis cinético de marcha NedAMH/IBV, 33, 62  
  
 Técnicas instrumentales, 29, 39, 46, 47, 108  
 Test «Timed Up and Go», 61, 84, 110, 113  
 test clínicos, 28

- Test de Control de Tronco, 58, 79, 110,  
165
- Test Muscular Manual, 58, 78, 101,  
110, 113, 120, 165
- Tiempo de apoyo, 88, 113
- Tono muscular, 57
- Usuarios potenciales, 66, 101, 123
- Validez, 26
- Valoración biomecánica, 66, 76, 88, 108
- Valoración biomecánica (véase también  
*Análisis de marcha*), 62
- Valoración del Daño Corporal, 33, 40,  
44, 47, 51, 125, 132, 135
- Valoración funcional, 24
- Velocidad de marcha, 9, 20, 31, 62, 88,  
94, 108, 113



*"La metodología de valoración propuesta [...] permite valorar de forma objetiva y cuantitativa la recuperación de la marcha tras el ictus y se ajusta a las necesidades de la Medicina Física y Rehabilitación y de la Medicina Legal".*

dSVE/IBV  
LOCALIZACIÓN DE EQUILIBRO