

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultat de Fisioteràpia



**Estudio de la recuperación de la marcha en el paciente
hemipléjico mediante escalas clínico-funcionales y
pruebas cinemáticas.**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Miguel Matas Osa

Dirigida por :

Dr. Enrique Viosca Herrero

Dr. Juan Manuel Belda Lois

Dr. José Sánchez Frutos

València, junio 2017

Dr. D. José Sánchez Frutos, profesor Titular de Universidad, adscrito al Departament de Fisioteràpia de la Universitat de València.

Dr. D. Enrique Viosca Herrero, Jefe de Servicio de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital Universitari i Politècnic de València.

Dr. D. Juan Manuel Belda Lois, profesor Asociado del Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales. Universitat Politècnica de València.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “Estudio de la recuperación de la marcha en el paciente hemipléjico mediante escalas clínico-funcionales y pruebas cinemáticas”, ha sido realizado bajo su dirección en el Departament de Fisioteràpia de la Universitat de València, por D. Miguel Matas Osa, que opta al grado de Doctor. Habiéndose concluido y reunido a su juicio las condiciones de originalidad y rigor necesarias, autorizan a su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste, expiden y firman la presente certificación en València a 16 de mayo del 2017.

José Sánchez Frutos

Enrique Viosca Herrero

Juan M. Belda Lois

A mi rehala, Miguel y Pedro.

A su puntal, Ana.

AGRADECIMIENTOS

A mi director Dr. Enrique Viosca Herrero, por confiar en mí e integrarme en el equipo del proyecto BETTER que supuso el germen de esta tesis, por llevarme de la mano por el universo de la investigación, por sus didácticos ejemplos, citas y comparaciones, por su permanente disponibilidad y por tener siempre abierta la puerta de su despacho.

A mi director Dr. Juan Manuel Belda Lois, por compartir conmigo su gran experiencia en el análisis biomecánico, por su inquietud en la búsqueda de nuevas herramientas que nos permitieran analizar los datos, por su ayuda y su enorme paciencia conmigo.

A mi director Dr. José Sánchez Frutos, por acompañarme desde los primeros días del master, por tutelarme durante todos estos años, por facilitarme todas las gestiones, por sus consejos, por su trabajo y su dedicación en las correcciones,

A los tres, por permitirme trabajar junto a ellos, excelentes profesionales de reconocido prestigio y mejores personas.

Al Dr. Felipe Querol Fuentes y la Dra. Celedonia Igual Camacho, por aceptarme en este programa de doctorado, por sus consejos y aliento.

A mis compañeros del equipo de medidas: Silvia Mena del Horno, M^a Luz Sánchez Sánchez, M^a José Vivas Broseta, M^a Victoria Pérez Pomares, Modesto Alcañiz Alberola y Javier Bonilla Dominguez. A mis amigos y compañeros del área de neurología del Hospital Universitari i Politècnic La Fe: Maximina Gómez Piqueras, Fernando Mora Tatay, José Heredia Heredero, Dra. Inmaculada Mañez Añón, Cristina Roda Alcaide y Dra.

María Rosario Béseler Soto, por compartir conmigo la atención de nuestros pacientes, por escucharme.

A la dirección del Hospital Universitari i Politècnic La Fe y a su Comité Científico, por permitirme desarrollar toda la fase experimental en su ámbito.

A la Unión Europea, por la financiación del proyecto europeo BETTER (Brain-Neural Computer Interaction and Testing of Physical Therapies in Stroke Rehabilitation of Gait Disorders FP7-ICT-2009-247935), que ha permitido sufragar los gastos derivados de la fase experimental.

Al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), por su aportación logística y económica.

A cada uno de los pacientes y a sus familiares, que de forma desinteresada participaron en el proyecto.

A mis alumnos, que con sus preguntas e inquietudes, me obligan a seguir estudiando.

A Jacinto y Herminia, mis padres, por darme la vida, por cuidarme, por vuestra infinita dedicación a la familia, por mostrarme el camino del tesón y la constancia, por los valores que me habéis inculcado. Espero saber transmitirlos a mis hijos.

A Ana, mi mujer, por tu inmensa comprensión durante todos estos años de tesis, por tu constante aliento y apoyo, por estar conmigo, por ser una parte de mí y por otras muchas cosas que te diré al oído.

A mis hijos Miguel y Pedro, por el tiempo que os he robado. Espero que cada uno de vosotros sigáis el camino de aquello que os apasione. Sin atajos, flaquezas, ni perezas. Con trabajo y constancia conseguiréis casi todo lo que os propongáis. Luchad por vuestros sueños, luchad con ímpetu y fuerza, el resto de la rehala estará siempre con vosotros.

A todos mis amigos, compañeros y familiares que con sus palabras de ánimo y su aliento han impulsado esta tesis hasta su conclusión.

MUCHAS GRACIAS A TODOS.

Resumen

Introducción : El ictus es la enfermedad neurológica más prevalente y la principal causa de discapacidad grave en el adulto. La mayoría de las personas que sufren un ictus, presentan alteraciones motoras y sensoriales que afectan a la capacidad para caminar. Distintos trabajos publicados, basados en pruebas instrumentales, han descrito los principales cambios que se producen tras el ictus sobre el patrón normal de movimiento de los miembros inferiores y su repercusión en la marcha. Respecto a la recuperación de estos déficits, la mayoría de los autores coinciden al afirmar, que las principales ganancias, se consiguen hasta los tres primeros meses de evolución tras el episodio. A pesar de ello, hay pocas referencias en cuanto a la secuencia temporal en que se alcanza cada una de estas ganancias y las variables de las que depende su recuperación.

Objetivos: El objetivo de esta tesis es el estudio de la dinámica de la recuperación de la marcha del paciente hemipléjico durante un periodo de seis meses tras un ictus agudo.

Métodos: Se realizó un estudio de seguimiento de treinta y ocho personas durante seis meses tras sufrir un ictus y se valoró la marcha, el equilibrio y las Actividades Básicas de la Vida Diaria (ABVD) en ocho fases temporales: al alcanzar la estabilidad hemodinámica, al alcanzar la bipedestación, al inicio de la tratamiento rehabilitador ambulatorio, un mes después y cada uno de los meses desde los tres a los seis. Los instrumentos de medida utilizados fueron escalas clínico-funcionales y pruebas cinemáticas de la marcha utilizando Unidades Inerciales de Medida (IMUs). Además, se valoró la velocidad de marcha mediante un pasillo dotado con fotocélulas. Para analizar los datos, se utilizaron, además de otros test estadísticos, el Análisis por componentes principales (PCA) y los árboles borrosos de decisión, con el fin de definir las relaciones entre las variables analizadas.

Resultados: Las escalas clínicas que valoran la marcha (FAC y FACHS), indican que los cambios más significativos se desarrollan durante los tres primeros meses tras el ictus. Ambas muestran una fuerte

correlación con el equilibrio (FAC $R > 0,6$, $p < 0,01$. FACHS $R > 0,8$, $p < 0,01$) y la fuerza muscular (FAC $R > 0,3$, $p < 0,01$. FACHS $R > 0,4$, $p < 0,01$).

Tres son los componentes principales (PC), que explican la mayor parte de la varianza de las variables empleadas para analizar la marcha. Están constituidos por la flexo-extensión de la rodilla y de la cadera del miembro sano (FE.RodillaS y FE.CaderaS), para el primer PC, por la flexo-extensión del tobillo y el control-pelvis (FE.TobilloP y Control-Pelvis) para el segundo PC y por la variable que hace referencia al control postural durante la transferencia de cargas entre los miembros (Control-Pelvis), para el tercero de los PC.

El Control-Pelvis, la FE.TobilloP y FE.RodillaP, muestran diferencias significativas entre fases para las FAC y FACHS. Además tanto la FE.TobilloP y como la FE.RodillaP muestran diferencias entre fases respecto a la fuerza y el tono muscular.

Una mayor velocidad al caminar se relaciona tanto con mayores niveles de recuperación funcional como con un mayor tiempo transcurrido desde el ictus, además, se mostró como la variable más predictora de la recuperación funcional, cuando se analizaron los datos mediante árboles borrosos de decisión.

Conclusiones: La recuperación de la marcha en el paciente hemipléjico, es un proceso global, cuya dinámica se desarrolla en dos fases diferenciadas: una primera fase de recuperación rápida, con cambios muy significativos, que abarcaría desde la estabilidad hemodinámica hasta los tres meses tras el episodio, y una segunda fase de mejora más lenta, con cambios más discretos, relacionados con la readaptación funcional, que se extendería hasta los seis meses de evolución.

El análisis de la cinemática de la marcha de los individuos que integraban la muestra, revela, que a pesar de que hay elementos comunes en el patrón de marcha de todos los pacientes hemipléjicos, existe una gran variabilidad en la manera de recuperar la capacidad para caminar. Esta gran variabilidad, sería un indicador de que cada individuo adopta una solución individual distinta para recuperar la

marcha. Así, según los resultados de nuestra investigación, el patrón de marcha del paciente hemipléjico, se sustenta principalmente en tres pilares fundamentales e interrelacionados:

- Por un lado, en las estrategias de compensación procedentes del miembro sano, donde la flexo-extensión de cadera y rodilla son los principales moduladores.
- Por otra parte, en la recuperación del control motor y la coordinación del miembro afecto, siendo la coordinación entre tobillo y rodilla afectos las variables más relevantes.
- Un tercer aspecto, que refleja el necesario control postural para transferir el peso corporal sobre uno u otro miembro de forma alternante y conseguir una marcha bípeda y que en nuestro trabajo lo hemos analizado a través de la variable Control-Pelvis.

Abstract

Introduction: A stroke (cerebrovascular accident (CVA)) is the most prevalent neurologic disorder and the main cause of permanent disability in the adult. Most of the people who suffer a CVA develop motor and sensory disorders that affect their walking ability. Several published studies, based on clinical assessment tools, have described the principal changes that appear after a stroke in the lower-limb movement pattern and their consequences in motion. Regarding the recovery of such deficiencies, most of the authors agree that the main improvements happen within the first trimester after the CVA. Nevertheless, there are little references studies about the temporal sequence of the different stages of the recovery, as well as the variables associated with it.

Objective: The objective of this thesis is the study of the dynamics of the walking ability recovery in the hemiplegic patients during a period of six months after the stroke.

Methods: This is a follow-up six months study of 38 patients after they had a stroke and the assessment of their walking ability, balance disorder and ability to perform the basics activity of daily living (ADL) at eight time points (1) when the patients reach hemodynamic stability, (2) when they can stand up (3) at the beginning of the rehabilitation management, (4) one month after beginning this treatment, (5) three, (6) four, (7) five and (8) six months respectively after initiating rehabilitation. The assessment tools employed were several clinical and functional scales as well as walking kinematics tests that measure inertial measurement units (IMU). Additionally, we evaluated the walking speed in a photocell corridor. To analyze the outcomes we use among other statistical analysis, the Principal component analysis (PCA) and fuzzy decision tree models, in order to establish the relationship among the analyzed variables.

Results: The clinical scales that assess motion (FAC and FACHS) show that the most significant changes occur within the first three month after a CVA. Both show a strong correlation between balance (FAC $R > 0,6$, $p < 0,01$. FACHS $R > 0,8$, $p < 0,01$) and muscular strength (FAC

$R > 0,3$, $p < 0,01$. FACHS $R > 0,4$, $p < 0,01$). There are three Principal Components (PC) that explain the variability in those variables used to evaluate the walking ability. These PCs are constituted: the first for (1) the flexo-extension of the knee and the hip of the healthy lower limb, PC (FE.RodillaS y FE.CaderaS), the second for (2) the flexo-extension of the ankle of the affected lower limb and the pelvis-control, PC (FE.TobilloP y Control-Pelvis), and for the third (3) the variable that refers to the postural control system during load transfer between the limbs (Control-pelvis).

Control-Pelvis, FE.TobilloP and FE.RodillaP showed significant differences between the different phases in the scales FAC and FACHS. Additionally, FE.TobilloP and FE.RodillaP also showed differences for muscle strength and tone.

We found positive correlation between greater walking speed and higher levels of general functional recovery, as well as, with the time passed from the stroke. Furthermore, when we analyze the data with the fuzzy decision trees, walking speed was the best variable to predict functional recovery.

Conclusions: Walking recovery in the hemiplegic patient is a global process that can be divided in two different phases. The first phase is a period of quick recovery that normally starts when the patient achieves hemodynamic stability and last about 3 months, significant improvements usually take place during this period. The second phase of the recovery appears after the third month and can last until the sixth month after the CVA. This stage is a period of slower progression, where important but more discrete improvements can happen, closely related to functional rehabilitation.

The analyses of the walking kinematics of the subjects in our study reveal that, in spite of several common factors within this group of patients, there exists a great variability between patients. This variability may indicate that every person tends to seek for individual and distinct solutions in order to maximize and accelerate their own recovery process. Thus, our study indicates that there are three

interconnected cornerstones in the walking recovery process in hemiplegic patients:

- First, the compensation strategies of the healthy side, where the flexo-extension of the knee and the hip are the main modulators
- Second, the coordination and recovery of the motor control of the affected side, being the coordination between the affected knee and ankle the most relevant variables.
- Third, the essential ability for controlling the posture when a body-loading transfer happens when alternating the two limbs. This has been analyzed in our study through the variable Control-pelvis.

ÍNDICE

ÍNDICE

Tabla de contenido

1. INTRODUCCIÓN.....	3
1.1. ESTADO DEL ARTE.....	3
1.1.1. ICTUS.....	3
1.1.1.1. DEFINICIÓN.....	3
1.1.1.2. MORBI-MORTALIDAD DEL ICTUS.....	3
1.1.1.3. CLASIFICACIÓN DEL ICTUS.....	4
1.1.1.4. CLASIFICACIÓN CLÍNICA DEL ICTUS.....	6
1.1.1.5. TRATAMIENTO REHABILITADOR DEL PACIENTE TRAS UN ICTUS.....	7
1.1.2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL.....	8
1.1.2.1. EL CICLO DE LA MARCHA Y SUS FASES.....	8
1.1.2.2. NOMENCLATURA.....	8
1.1.2.3. FASES DE LA MARCHA.....	11
1.1.3. LA MARCHA DE LAS PERSONAS CON HEMIPLEJIA.....	16
1.1.4. TÉCNICAS INSTRUMENTALES PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA.....	29
1.1.4.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO OBSERVACIONAL.....	29
1.1.4.2. ANÁLISIS CINÉTICO.....	31
1.1.4.3. ANÁLISIS FISIOLÓGICO.....	34
1.1.4.4. ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	35
1.2. RESUMEN BIBLIOGRÁFICO DE LOS PRINCIPALES TRABAJOS BASADOS EN LA UTILIZACIÓN DEL ESTUDIO CINEMÁTICO DE LA MARCHA.....	40
2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	47
2.1. OBJETIVO PRINCIPAL.....	50
2.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS.....	50
3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	53
3.1. PLAN DE TRABAJO.....	54
3.2. MUESTRA DEL ESTUDIO.....	55
3.3. INFORMACIÓN AL PACIENTE.....	59

3.4. PROTOCOLO DE VALORACIÓN.....	60
3.4.1. RECOGIDA INICIAL DE DATOS.....	60
3.4.2. VALORACIÓN MEDIANTE ESCALAS CLÍNICAS.....	62
3.4.3. VALORACIÓN BIOMECÁNICA.....	70
3.5. DESARROLLO DE UNA SESIÓN EXPERIMENTAL.....	72
3.5.1 CITACIÓN DEL PACIENTE.....	72
3.5.2. VALORACIÓN MEDIANTE ESCALAS CLÍNICAS.....	73
3.5.3. INSTRUMENTACIÓN DEL PACIENTE.....	73
3.5.4. CONFIGURACIÓN DEL EQUIPO.....	77
3.5.5. TOMA DE MEDIDAS.....	77
3.5.6. PROCESADO DE LOS REGISTROS.....	78
3.6. CRONOGRAMA PARA LA RECOGIDA DE DATOS.....	79
3.7. ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	81
3.7.1. DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS.....	81
3.7.2. ESTRATEGIA PARA EL ANÁLISIS DE DATOS.....	84
3.7.3. ANÁLISIS MEDIANTE ÁRBOLES DE DECISIÓN.....	86
4. RESULTADOS.....	91
4.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.....	91
4.2. DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS AL ANALIZAR LOS NIVELES FUNCIONALES DE LAS ESCALAS DE VALORACIÓN Y EL TIEMPO DE EVOLUCIÓN.	94
4.2.1. RESULTADOS OBTENIDOS AL ANALIZAR LAS MEDIDAS DE LA DE LA FUNCIÓN CORPORAL Y EL TIEMPO DE EVOLUCIÓN.....	95
4.2.2. RESULTADOS OBTENIDOS AL ANALIZAR LOS NIVELES DE LA ACTIVIDAD FUNCIONAL MOTORA Y EL TIEMPO DE EVOLUCIÓN.....	97
4.3. ANÁLISIS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS ESTUDIADAS EN AMBOS MIEMBROS INFERIORES.....	104
4.4. ANÁLISIS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS CINEMÁTICAS ESTUDIADAS Y LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL. .	109
4.4.1. ANÁLISIS DE LAS CORRELACIONES EXISTENTES ENTRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS ESTUDIADAS Y LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.	110
4.4.2. ANÁLISIS DE LAS RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS Y LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL, MEDIANTE ANOVAS Y PRUEBAS POS-HOC. DISCRIMINACIÓN DE LOS NIVELES DE LAS ESCALAS CLÍNICAS EN LOS QUE SE ENCONTRABAN ESTAS DIFERENCIAS.....	113
4.4.2.1. RELACIONES DE LA FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA PATOLÓGICA RESPECTO A LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.....	114

4.4.2.2. RELACIONES DE LA FLEXO-EXTENSIÓN DEL TOBILLO PATOLÓGICO RESPECTO A LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.....	117
4.4.2.3. RELACIONES DEL CONTROL DE LA PELVIS RESPECTO A LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.....	118
4.5. ANÁLISIS DE LAS CORRELACIONES EXISTENTES ENTRE LOS COMPONENTES PRINCIPALES Y LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL.....	120
4.6. ANÁLISIS DE LAS RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS MEDIANTE ÁRBOLES DE DECISIÓN.....	121
4.6.1. EVOLUCIÓN EN LA RECUPERACIÓN DE LA MARCHA.....	121
4.6.2. ANÁLISIS DE LA MARCHA EN FUNCIÓN DE LA ESPASTICIDAD.....	122
4.7. INTERPRETACIÓN CLÍNICA DE LOS RESULTADOS.....	124
5. DISCUSIÓN.....	129
5.1. DISCUSIÓN GENERAL DE LA TESIS Y DE LOS RESULTADOS DE DIFÍCIL CLASIFICACIÓN.....	129
5.1.1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA ESTUDIADA.....	129
5.1.2. LA FORMA DE REALIZAR EL ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	130
5.1.3. PERFIL TEMPORAL DE LA RECUPERACIÓN DE LA MARCHA TRAS ICTUS.....	130
5.1.4. CONSIDERACIONES SOBRE LA VELOCIDAD DE LA MARCHA.....	131
5.2. DISCUSIÓN DE LAS VARIABLES ASOCIADAS A UNA BUENA RECUPERACIÓN DE LA MARCHA.....	132
5.2.1. VARIABLES ASOCIADAS A LA RECUPERACIÓN Y/O COMPENSACIÓN INHERENTES AL MIEMBRO INFERIOR SANO.....	132
5.2.2. VARIABLES ASOCIADAS A LA RECUPERACIÓN Y/O COMPENSACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR AFECTADO POR EL ICTUS.....	133
5.2.3. OTRAS VARIABLES DE NUEVA CREACIÓN.....	134
6. CONCLUSIONES.....	139
7. LIMITACIONES AL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.....	143
7.1. LIMITACIONES AL ESTUDIO.....	143
7.2. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.....	144
BIBLIOGRAFÍA.....	147
ANEXOS.....	171
ANEXO A: APROBACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA, HOJA INFORMATIVA AL PACIENTE, CONSENTIMIENTO INFORMADO Y AUTORIZACIÓN PARA LA TOMA DE IMÁGENES.....	171
ANEXO B: ESCALAS DE VALORACIÓN CLÍNICA.....	179

ANEXO C: ANÁLISIS ESTADÍSTICO COMPLEMENTARIO.....	201
C.1. DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS POR FASES, DE LA APLICACIÓN DE LAS ESCALAS QUE VALORAN LA FUNCIÓN CORPORAL.....	201
C.2. DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS POR FASES, DE LA APLICACIÓN DE LAS ESCALAS QUE VALORAN LA ACTIVIDAD FUNCIONAL.	203
C.4. RESUMEN DE LAS PRUEBAS ANOVA PARA LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS EN RELACIÓN CON LAS ESCALAS DE VALORACIÓN FUNCIONAL	213
C.5. ANÁLISIS DE CORRELACIÓN ENTRE LOS COMPONENTES PRINCIPALES (PC) Y LAS ESCALAS DE VALORACIÓN CLÍNICA.	214

NOMENCLATURA

a	Altura
AA	Abducción-adducción
ABVD	Actividades básicas de la vida diaria
ACV	Accidente cerebrovascular
AIT	Accidente isquémico transitorio
BBS	Berg Balance Scale
BI	Índice de Barthel
BipHs	Clasificación Funcional de la Bipedestación del Hospital de Sagunto
BoNT A	Toxina botulínica tipo A
CapHS	Escala funcional del cambio postural del Hospital de Sagunto
CDR	Cuaderno de recogida de datos
cm	Centímetros
CNS	Escala Neurológica Canadiense
CO ₂	Dióxido de carbono
CP	Componente Principal
CVA	Cerebrovascular accident
EMG	Electromiografía

EVA	Escala visual analógica
F	Fuerza
FAC	Functional Ambulation Classification Massachussetts
FachS	Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto
FE	Flexo-extensión
FES	Estimulación eléctrica funcional
HTA	Hipertensión arterial
Hz	Hercios
IBV	Instituto de Biomecánica de Valencia
IMC	Índice de masa corporal
IMQ	Questionnaire Motivation Intrinsic
IMU	Inertial Measurement Unit
Kg	Kilogramo
LACI	Infarto lacunar
LCR	Líquido cefalorraquídeo
L ₃	Tercera vértebra lumbar
m	Metro/Masa

mAH	Miliamperio hora
MAS	Motor Assesment Scale
MESH	Medical Subject Headings
min	Minuto
MMII	Miembros inferiores
MMT	Manual Muscle Test
NiMH	Níquel-hidruro metálico
NMES	Estimulación eléctrica neuromuscular
O ₂	Oxígeno
OCSP	Oxfordshire Community Stroke Proyect
OMS	Organización Mundial de la Salud
PACI	Infarto parcial de la circulación anterior
PCA	Análisis de Componentes Principales
PDF	Formato de documento portátil
POCI	Infarto de circulación posterior
s	Segundo
SEN	Sociedad Española de Neurología
SedHS	Escala funcional de la sedestación del Hospital de Sagunto
SERMEF	Sociedad española de Rehabilitación y Medicina Física

t	Tiempo
TC	Tomografía computerizada
TACI	Infarto total de la circulación anterior
TCT	Test de control de tronco
TUG	Timed Up & Go Test
VPN	Virtual Private Network
3D	Tres dimensiones

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 4. 1. Distribución por edad, sexo e índice de masa corporal (IMC).	92
Tabla 4. 2. Distribución por sexo y etiología.....	96
Tabla 4. 3. Distribución por sexo y hemicuerpo afecto.....	97
Tabla 4. 4. Días transcurridos desde el ictus hasta el alta (DALTA) y hasta el inicio del tratamiento ambulatorio (DARHB).	94
Tabla 4. 5. Días transcurridos desde el ictus hasta la valoración del paciente en cada una de las fases de valoración.	94
Tabla 4. 6. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con MMT y mes de alta como factores.....	96
Tabla 4. 7. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con FACHS y mes de alta hospitalaria como factores.	98
Tabla 4. 8. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con FAC y mes de alta como factores.	99
Tabla 4. 9. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con BBS y mes de alta hospitalaria como factores.....	100
Tabla 4. 10. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con Barthel y mes de alta como factores.....	102
Tabla 4. 11. Resultados de las correlaciones realizadas entre las variables biomecánicas de ambos miembros, el Control-Pelvis y el Desfase.....	104
Tabla 4. 12. Contribución de las variables biomecánicas a la explicación de la variabilidad para cada componente principal.	106
Tabla 4. 13. Correlaciones significativas entre las variables biomecánicas, las escalas funcionales, los días de alta, la cadencia y la velocidad.....	112
Tabla 4. 14. Resultados de las correlaciones de las variables biomecánicas para aquellas variables cinemáticas que han	

mostrado diferencias significativas respecto a las escalas de valoración funcional.	113
Tabla 4. 15. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con MMT como factor.	114
Tabla 4. 16. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con MAS como factor.	115
Tabla 4. 17. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con FAC como factor.....	117
Tabla 4. 18. Post-hoc del test de Anova de la FE.TobilloP con FAC como factor.	118
Tabla 4. 19. Anova del Control-Pelvis con FAC como variable numérica.	119
Tabla 4. 20. Post-hoc del test de Anova del Control-Pelvis con FAC como factor.	119
Tabla 4. 21. Resultados de las correlaciones entre los componentes principales y las escalas de valoración funcional..	120

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4. 1. Histograma de la distribución por edad.	93
Figura 4. 2. Representación gráfica de las medias marginales de la MMT con mes tras alta hospitalaria como factor.	96
Figura 4. 3. Representación gráfica de los valores medidos para la MAS en los grupos musculares que realizan la flexión plantar del tobillo, la extensión de rodilla, y la flexión de cadera del miembro afecto, respecto a los meses transcurridos tras el alta hospital. .	97
Figura 4. 4. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con FAC y mes de alta hospitalaria como factores.....	99
Figura 4. 5. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con FAC y mes de alta hospitalaria como factores.....	100
Figura 4. 6. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con BBS y mes de alta hospitalaria como factores.....	101
Figura 4. 7. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con TUG y mes de alta hospitalaria como factores.....	102
Figura 4. 8. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con BI y mes de alta hospitalaria como factores.....	103
Figura 4. 9. Diagrama de sedimentación del Análisis de los componentes principales de las variables cinemáticas donde se observa que son tres los componentes que tienen un autovalor superior a 1 y que, entre los tres, explican el mayor porcentaje de la varianza.	105
Figura 4. 10. Distribución de los componentes principales de los parámetros cinemáticos de la marcha para el eje1 con respecto al eje2, con la rotación Varimax de los ejes..	108

Figura 4. 11. Distribución de los componentes principales de los parámetros cinemáticos de la marcha para el eje1 con respecto al eje3, con la rotación Varimax de los ejes..	109
Figura 4. 12. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con MMT como factor.	114
Figura 4. 13. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con MAS como factor.	116
Figura 4. 14. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con FAC como factor.	117
Figura 4. 15. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.TobilloP con FAC como factor.	118
Figura 4. 16. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para el Control-Pelvis con FAC como factor.	119
Figura 4. 17. Árbol de decisión donde se aprecia la relación de las variables que mejor predicen el tiempo transcurrido desde el ictus (en meses).	122
Figura 4. 18. Árbol de decisión donde se aprecia la relación de las variables en función de la existencia de espasticidad (definida como un valor mayor que 1 en la escala MAS),que presente el individuo.	123

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. ESTADO DEL ARTE.

1.1.1. Ictus.

1.1.1.1. Definición.

El accidente cerebrovascular (ACV), se define como un rápido desarrollo de signos de alteración focal (o global) de la función cerebral, que dura más de 24 horas (si no es interrumpido por la cirugía o la muerte), sin una causa aparente distinta a la vascular (1).

1.1.1.2. Morbi-mortalidad del ictus.

La incidencia y la mortalidad del ictus están aumentando con la modernización de la sociedad y el aumento de la esperanza de vida (2).

En España constituye la segunda causa de muerte, primera en la mujer (3). A nivel nacional, la incidencia del Ictus es algo más alta en varones que en mujeres y aumentan progresivamente con la edad. Las tasas crudas de incidencia varían entre 132 y 174 por 100.000 para todas las edades. Desagregadas por sexo, estas tasas son de 218 en varones y 127 en mujeres (4).

En la Comunidad Valenciana, en los últimos años, las tasas ajustadas de mortalidad por enfermedades cerebrovasculares han demostrado una clara tendencia a la disminución tanto en el sexo masculino como en el femenino, pero aún así, la enfermedad cerebro vascular es la primera causa de muerte de la mujer y la segunda en el hombre, con tasas por encima de 50 y cerca de 60 por cada cien mil habitantes respectivamente (4).

La estimación de la prevalencia del ictus es difícil debido a su bajo peso relativo, especialmente entre las personas más jóvenes (5). Aunque el ictus puede ocurrir a cualquier edad (6), se estima que más de la mitad de todos los accidentes cerebrovasculares ocurren en personas mayores de 75 años (7).

Introducción

Los datos en nuestro país la sitúan entorno al 2% en mayores de 20 años (estudio realizado en el departamento de salud de Alcoy) (4).

La media estandarizada por edad de la prevalencia en todo el mundo está entre el 5 y el 10 por 1000 de la población (5).

De las personas que sobreviven al evento agudo, aproximadamente el 50% experimentará algún grado de discapacidad después de los seis meses (6). Las más importantes tienen relación con la alteración de la sensibilidad, la dificultad para realizar movimientos voluntarios, los cambios en el tono muscular, la anormalidad de los reflejos, los desordenes en la capacidad para comunicarse, los déficits cognitivos y la alteración de la percepción visuoespacial (8–10).

En definitiva, el ictus es la enfermedad neurológica más prevalente y la principal causa de discapacidad grave en el adulto. Es también una de las que más gasto sanitario genera, tanto durante la fase aguda como posteriormente, y tiene un elevado coste indirecto en pérdida de capacidad laboral del paciente y de sus cuidadores, en adecuación domiciliaria y en servicios sociales (4).

1.1.1.3. Clasificación del ictus.

Hay diversos subtipos de ictus según su etiología, el mecanismo de producción, tamaño y topografía de la lesión resultante, perfil evolutivo y las características de neuroimagen (11).

En una primera división global se puede diferenciar entre ictus de causa isquémica y aquellos causados por una hemorragia.

El ictus isquémico o isquemia cerebral, se debe a un déficit circulatorio en el encéfalo, establecido bien de forma global o focal, que provoca necrosis tisular y como consecuencia un déficit neurológico establecido (11). Incluido en este tipo de ictus, y atendiendo a la duración de los síntomas, se encuentra el accidente isquémico transitorio (AIT) como un episodio de enfermedad cerebrovascular sintomática cuya duración es menor de 24 h. El AIT constituye en ocasiones el signo premonitorio de un accidente vascular cerebral, por tanto, es un factor de riesgo importante que se debe tener en consideración (12).

El Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología (SEN) distingue diferentes subtipos de infarto cerebral según la causa que lo provoque: infarto aterotrombótico, cardioembólico, lacunar, de causa rara y de origen indeterminado.

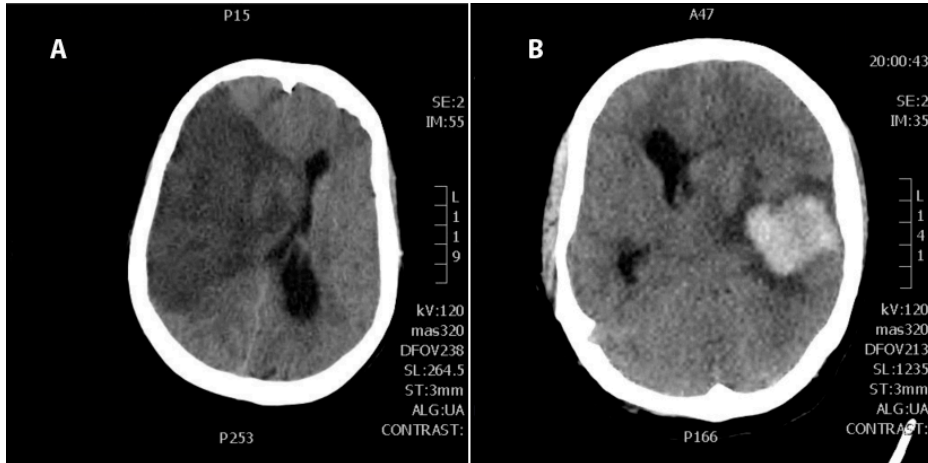


Figura 1. 1. (A) TC cerebral donde se muestra imagen de isquemia. (B) TC cerebral con imagen de hemorragia.

El otro gran grupo, lo constituyen los ictus hemorrágicos, éstos, son consecuencia, de una extravasación de sangre dentro de la cavidad craneal debida a la rotura de un vaso sanguíneo. Puede suceder por diferentes mecanismos, siendo la causa más frecuente la hipertensión arterial (HTA).

A su vez las hemorragias cerebrales pueden dividirse en dos tipos, las intraparenquimatosas, que son aquellas en las que el sangrado ocurre directamente en el cerebro formando un hematoma localizado que se extiende a lo largo de las vías de la sustancia blanca, y las hemorragias subaracnoideas, en las que la ruptura de un aneurisma o de una malformación vascular expulsa sangre directamente al líquido cefalorraquídeo (LCR) (12).

1.1.1.4. Clasificación clínica del ictus.

Atendiendo a la clasificación de la Oxfordshire Community Stroke Project (OCSF), pueden definirse cuatro síndromes neurovasculares por criterios clínicos:

- Infarto total de la circulación anterior (TACI), que cumple los tres criterios siguientes: disfunción cerebral cortical (afasia, discalculia, alteraciones visuoespaciales), déficit motor sensitivo en al menos dos de tres áreas corporales (cara, miembros superiores, miembros inferiores) y hemianopsia homónima.
- Infarto parcial de la circulación anterior (PACI), cuando se cumplen dos de los tres criterios del TACI.
- Infarto lacunar (LACI), cuando no existe déficit cortical ni hemianopsia y se cumple uno de los siguientes criterios: síndrome motor o sensitivo puro que afecta a dos de tres áreas corporales (cara, miembros superiores, miembros inferiores), hemianopsia y/o ataxia ipsilateral, disartria, mano torpe, movimientos anormales focales y agudos (hemicorea, hemibalismo).

Infarto en la circulación posterior (POCI), cuando se cumple alguno de los criterios siguientes: afectación ipsilateral de pares craneales, déficit motor sensitivo bilateral, enfermedad oculomotora, disfunción cerebelosa sin déficit de vías largas ipsilaterales, hemianopsia homónima aislada (11).

En cuanto a los ictus originados por causa hemorrágica, y a pesar que la clínica focal resultante puede asimilarse a la originada por una isquemia cerebral, aquellas lesiones hemorrágicas que se desarrollan dentro del parénquima cerebral se caracterizan habitualmente, por una deficiencia neurológica focal de comienzo brusco que empeora durante los 30 a 90 minutos siguientes y se acompaña de un nivel de vigilia cada vez más reducido y de signos de hipertensión intracraneal como cefalea y vómito. (30)

1.1.1.5. Tratamiento rehabilitador del paciente tras un ictus.

La rehabilitación tras el ictus, de forma general, tiene como objetivo conseguir la máxima capacidad funcional e independencia posible, lo que conlleva facilitar la reintegración familiar, social, laboral y de ocio del individuo (13,14). Para ello debe prevenir las posibles complicaciones y reducir, o compensar, al máximo el déficit neurológico ocasionado

Habitualmente este proceso de atención a la persona que ha sufrido un ictus, se estructura en tres fases atendiendo al tiempo transcurrido desde la aparición del cuadro:

1. Fase aguda: coincide normalmente desde el inicio de la sintomatología hasta que el paciente es dado de alta en el hospital (13). En ella, una vez que el paciente se encuentra hemodinámicamente estable y no existe un riesgo vital evidente, se recomienda iniciar, tan pronto como sea posible (14,15), un plan precoz de rehabilitación multidisciplinar (16). El inicio del tratamiento rehabilitador durante las primeras 24–72 h tras el ictus es bien tolerado (17) y no comporta efectos adversos (18).

Los objetivos que se plantean en esta fase incluyen la prevención de las posibles complicaciones inmediatas relacionadas con la inmovilidad, por ello, se recomienda la movilización y la sedestación precoz tan pronto como la situación clínica lo permita (15,19).

2. Fase subaguda: se extiende desde el alta hospitalaria hasta aproximadamente los seis meses tras el ictus. En esta fase, dependiendo de la situación clínica y/o social, el proceso de rehabilitación puede llevarse a cabo en un ámbito hospitalario, de forma ambulatoria, de forma domiciliaria o bien en un centro de media o larga estancia (13). Los objetivos en esta fase serán el restaurar el control motor de la deambulacion y de las actividades relacionadas con ella y el mejorar la función de la extremidad superior para superar o compensar la discapacidad en las actividades básicas de la vida diaria (ABVD) (20,21).

3. Fase crónica: se inicia cuando se ha alcanzado la mayor parte de la recuperación funcional posible (14). En esta fase, el principal objetivo

Introducción

es el mantenimiento del nivel de independencia alcanzado y optimizarlo en la medida de lo posible. Otro de los objetivos que se plantean en esta fase es evitar el deterioro por la aparición de patología derivada del proceso tales como la depresión post-ictus, caídas, fracturas, espasticidad, alteraciones de la deglución o del propio envejecimiento (22).

En cuanto a la eficacia de la aplicación y desarrollo de un adecuado tratamiento rehabilitador, existe una fuerte correlación entre éste y la disminución de la probabilidad de dependencia, la necesidad de institucionalización y la duración de la estancia hospitalaria durante la fase aguda y de la mejora de la funcionalidad durante la fase subaguda en aquellos pacientes con afectación moderada (14). No obstante, a pesar de producir beneficios en salud evidentes, la estimación de los efectos de la rehabilitación en la recuperación motora es compleja debido principalmente a dos razones, por un lado los principios fundamentales de los enfoques de los tratamientos actuales siguen sin estar claros, esta podría ser la razón por la que tratamientos aparentemente contradictorios, producen resultados similares y por otra parte la existencia de una recuperación espontánea tras el ictus, cuyos mecanismos están todavía bajo investigación (10).

1.1.2. Biomecánica de la marcha humana normal.

1.1.2.1. El ciclo de la marcha y sus fases.

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas .

Durante el desarrollo de este trabajo, se van a utilizar distintos términos para hacer referencia a cada una de las fases de la marcha humana, considero necesaria la descripción previa de la nomenclatura utilizada.

1.1.2.2. Nomenclatura.

Ciclo de marcha o zancada: es la secuencia que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de cualquier suceso de la marcha. Por

conveniencia se toma como principio del ciclo de marcha el instante en el que un pie toma contacto con el suelo a través del talón (23).

El ciclo se mide en segundos (24) y la duración de un ciclo es algo superior a un segundo. Para Lehman y de Lauter oscila entre $1.03 \pm 0,1$ segundos (25).

Cada zancada se compone de dos fases: una fase de apoyo y otra de oscilación.

Fase de apoyo monopodal: es el intervalo en el que un solo miembro se encuentra en contacto con el suelo, estando el otro miembro en fase de oscilación (23–25).

Comienza cuando el talón choca con el suelo y termina con el despegue del antepié. Representa alrededor de un 60% del ciclo (23–26).

Fase de oscilación: en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza y se prepara para el siguiente paso. Comienza tras el despegue del antepié y finaliza cuando el talón vuelve a contactar con el plano de apoyo. Constituye aproximadamente el 40% del ciclo (23–26).

Fase de doble apoyo o apoyo bipodal: Es el momento en el que ambos miembros están en contacto con el suelo, representa el 10% de la fase de apoyo de cada pie y es consecuencia del decalaje en el tiempo de un miembro respecto al otro.

Esta fase está muy condicionada por la velocidad de marcha, de manera que a mayor velocidad de marcha, menor será esta fase e incluso desaparecerá durante la carrera (26,27).

Longitud de zancada: es la distancia entre dos apoyos consecutivos del mismo pie (Figura 1.3). La longitud de zancada se mide en metros y varía según los autores Murray, Chao, Kabada y Perry entre 1,46 y 1,57m (23,25). Según Béseler (26) los varones presentan una zancada un 14% superior que en las mujeres.

Longitud de paso izquierdo: es la distancia que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo (Figura 1.2.). De

Introducción

forma análoga para el paso derecho y la suma de ambas constituyen la longitud de zancada (23).

Anchura del paso: es la separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente se mide entre los puntos medios de los talones (Figura 1.2.). También se denomina anchura del apoyo o base de sustentación (23,26).

Ángulo de paso: es el ángulo formado entre la línea media del pie y la dirección de progresión de la marcha (Figura 1.2.).

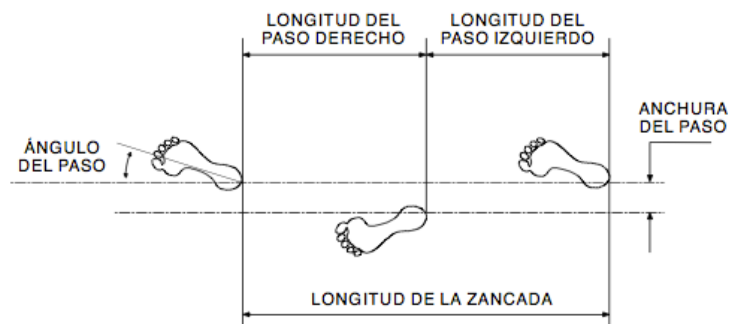


Figura 1. 2. Apoyos sucesivos de los pies en un ciclo de marcha.

Cadencia : se define como el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo. La unidad más utilizada es la de pasos / minuto (23). Béseler en su tesis doctoral (26), recoge una ecuación sencilla para calcular la cadencia midiendo el tiempo (t, en segundos) que un individuo tarda en dar una serie de pasos (n) y se expresándolo en minutos con la siguiente fórmula:

$$\text{Cadencia} = n \cdot 60 / t$$

Si expresamos la cadencia en pasos por segundo, la cadencia es el doble de la inversa de la duración del ciclo o la zancada (23).

$$\text{Cadencia (pasos/s)} = 2 / \text{duración de la zancada.}$$

La cadencia en un adulto suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta se reduce a unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto (25).

Velocidad de la marcha: es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo en la dirección considerada (23,25). La velocidad media puede calcularse como el producto de la cadencia por la longitud de la zancada, con la adecuada conversión de unidades (23).

$$\text{Velocidad (m/s)} = \text{longitud de la zancada(m)} \cdot \text{cadencia} \\ (\text{pasos/min})/120$$

La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos caminando a cadencia libre puede variar entre 1,28 y 1,40 m/seg (25), si bien, como confirman Murray, Chao, Kadaba y Perry, se observan diferencias según sexo del individuo o el autor consultado.

1.1.2.3. Fases de la marcha.

Los distintos movimientos que constituyen el ciclo de marcha pueden, a su vez, subdividirse en varios momentos para una comprensión más detallada de lo que ocurre durante la misma (Figura 1.3.). Distintos autores (28,29) han denominado de distinta manera las fases de la marcha. Actualmente la subdivisión más extendida (Tabla 1.1.), considera el apoyo compuesto por cinco periodos elementales y la oscilación formada por otros tres (23).

Introducción

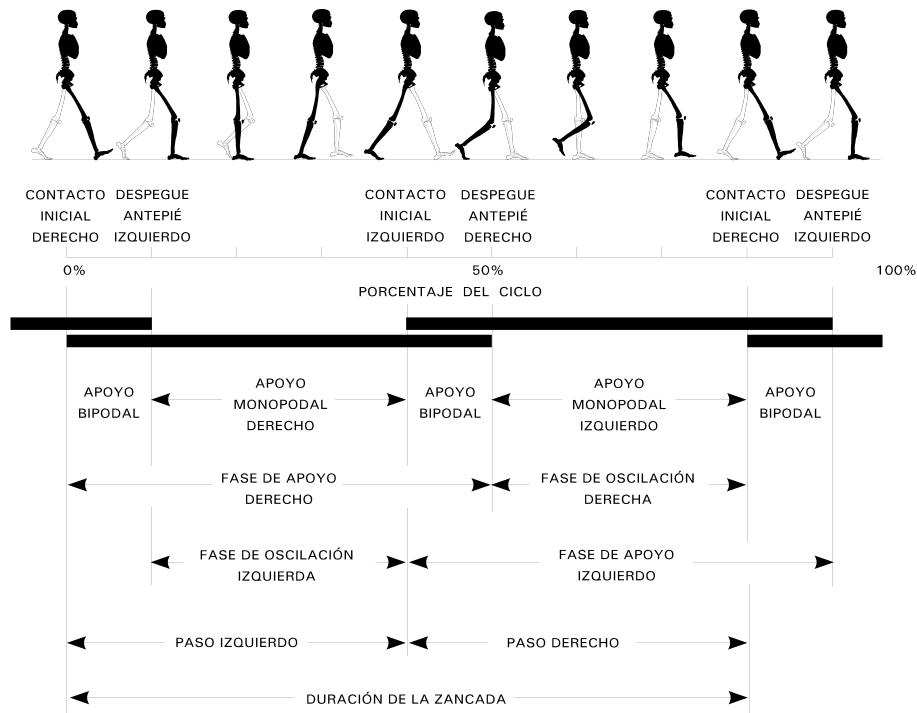


Figura 1. 3. El ciclo de la marcha.

EL CICLO DE LA MARCHA	
FASE DE APOYO.	FASE DE OSCILACIÓN.
1. Fase de contacto inicial.	5. Fase previa de oscilación.
2. Fase inicial de apoyo.	6. Fase inicial de oscilación.
3. Fase media de apoyo.	7. Fase media de la oscilación.
4. Fase final de apoyo.	8. Fase final de la oscilación.

Tabla 1. 1. Fases del ciclo de la marcha.

Fase de contacto inicial (0-2% del total del ciclo a cadencia libre). Constituye la toma de contacto del pie con el suelo, en condiciones normales, tiene lugar a través del talón (Figura 1.3.). Es el inicio de la fase de apoyo, la cadera se mantiene en flexión, la rodilla en extensión

por efecto de los isquiotibiales y el cuádriceps y el tobillo en flexión dorsal por efecto del tibial anterior y de la musculatura extensora de los dedos.

En el plano frontal los abductores de cadera actúan excéntricamente para contrarrestar el momento de aducción creado por la masa corporal sobre esa articulación.

Fase inicial de apoyo o de respuesta a la carga (10% del ciclo). Coincide con el primer periodo de doble apoyo (Figura 1.3.). Durante esta fase la masa corporal se decelera mediante el control de la flexión de la rodilla y de la flexión plantar del tobillo mediante el cuádriceps y el tibial anterior respectivamente.

En el plano frontal la transferencia del peso del cuerpo requiere la intervención de los abductores de cadera y del tensor de la fascia lata para frenar el varo de rodilla.

Fase media de apoyo (entre el 10% y el 30% del ciclo). Comienza con el despegue de los dedos del miembro contralateral (Figura 1.3.). Supone el inicio de la fase de apoyo monopodal y se prolonga hasta el despegue del talón. En esta etapa se produce la progresión del peso del cuerpo sobre el tobillo apoyado en un efecto rodillo controlado por el cuádriceps y el tríceps sural en primera instancia y el sóleo como estabilizador en la fase final.

En el plano frontal la pelvis bascula unos 5º contralateralmente, la masa del cuerpo se sitúa excéntricamente sobre la pierna de apoyo produciendo un momento externo de aducción en la cadera y varo de rodilla que se controla mediante los abductores de cadera y el tensor de la fascia lata.

Fase final de apoyo (entre el 30% y el 50% del ciclo). Los objetivos son el proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada, éstos se deben a la combinación de la acción del tríceps

Introducción

sural y la caída hacia delante del tronco. La rodilla alcanza una extensión completa para iniciar la flexión al final de la fase en combinación con una extensión máxima de cadera (Figura 1.3.).

En el plano frontal continua el mismo momento externo de adducción de la fase anterior.

En el plano transversal la pelvis continua rotando hacia delante en el lado suspendido.

Finaliza cuando el miembro contrario contacta con el suelo.

Fase previa a la oscilación (ocupa entre el 50% y el 60% del ciclo). Su objetivo es preparar el miembro para la oscilación. Es el segundo periodo de doble apoyo, coincide con el momento de contacto inicial del miembro opuesto (Figura 1.3.). El tobillo flexiona plantarmente, las articulaciones metatarso falángicas se dorsiflexionan, la rodilla sigue flexionando y la cadera reduce su extensión alcanzando su posición neutra. Finaliza la acción del tríceps sural y se inicia la actividad flexora de la cadera.

En el plano frontal los abductores de cadera cesan su actividad con la transferencia del peso del cuerpo hacia el otro miembro y comienza a actuar la musculatura aductora del muslo para contribuir a la flexión del muslo.

En el plano transversal la pelvis alcanza su máxima rotación homolateral hacia atrás al término de la fase final de apoyo.

Fase inicial de oscilación (entre el 50% y el 73% del ciclo). Los objetivos en esta fase son conseguir una separación suficiente del pie respecto al suelo para que la marcha sea segura y conseguir la cadencia deseada (Figura 1.3.). Esto se consigue en base a la combinación de la flexión de rodilla y cadera.

En el plano frontal la caída de la pelvis en unos 5º aumenta la flexión de rodilla.

En el plano transversal la pelvis rota hacia delante. El muslo, la pierna y el pie rotan externamente.

Fase media de oscilación (ocupa entre el 73% y el 87% del ciclo). El objetivo de esta fase es mantener el pie separado del suelo (Figura 1.3.). En condiciones normales esta separación es mínima, Winter en 1992 la mensuró en $1,29 + 0,45$ cm (30). Durante ella la actividad muscular es mínima, el movimiento se debe sobre todo en las fuerzas inerciales y gravitatorias que hacen comportarse al miembro como un péndulo compuesto.

Al final de la fase, la flexión de cadera es máxima, la posición de la pierna es prácticamente vertical y el pie se sitúa en una posición cercana a la neutra.

En el plano frontal, la pelvis vuelve a su posición neutra.

En el plano transversal continua la rotación externa de muslo y pierna.

La fase finaliza cuando la tibia del miembro oscilante alcanza la posición vertical una vez sobrepasado el miembro de apoyo (26).

Fase final de oscilación (entre el 87% y el 100% del ciclo). El objetivo será ahora decelerar la pierna y posicionar al pie de manera adecuada para hacer contacto con el suelo (Figura 1.3.). La rodilla se extenderá por completo modulada por la acción de los isquiotibiales y el pie se sitúa en una posición neutra con respecto a la pierna. Se registra actividad en cuádriceps, isquiotibiales y musculatura pretibial.

En el plano frontal actúan los abductores para frenar el momento de aducción de la cadera.

En el plano transversal, la pelvis rota anteriormente. La rotación externa de muslo, pierna y pie continúa hasta iniciada la fase de apoyo.

1.1.3. La marcha de las personas con hemiplejía.

Las consecuencias particulares que presenta cada uno de los individuos que han sufrido un ictus dependerán de múltiples aspectos. La localización y extensión de la lesión cerebral parecen ser los más relevantes (23,31,32), pero además existen otros factores que condicionarán la gravedad de las deficiencias y la medida en que éstas se recuperan a lo largo del tiempo. Así, el estado del individuo previo al ictus, la asistencia médica recibida, el estado psíquico, las compensaciones individuales generadas, el tipo de rehabilitación recibida y el apoyo familiar, influirán de manera importante en el grado y calidad de la capacidad de caminar (26,33).

Aunque con un amplio rango de variabilidad, las personas que han sufrido un ictus presentan alteraciones de la percepción, de la fuerza muscular, del control motor, de la sensibilidad, de la movilidad pasiva, del tono muscular y del equilibrio (8,33,34). Estas alteraciones repercuten de forma importante en la habilidad para caminar (35).

A continuación se describe las alteraciones más importantes del patrón de marcha normal, como consecuencia directa de los problemas motores tras el ictus y las que surgen como compensaciones de adaptación a los déficits residuales.

Disminución de los arcos articulares de movimiento del miembro afecto.

Los arcos articulares de movimiento del tobillo, la rodilla y la cadera en el miembro inferior afecto se ven disminuidos durante la marcha del paciente hemipléjico por tres causas principales (26,36–39):

1. Debilidad muscular de los grupos musculares agonistas responsables de la flexión dorsal del tobillo, de la extensión de la rodilla y de la flexión de cadera.
2. Alteración del tono y/o hiperactividad de la musculatura antagonista responsable de la flexión plantar del tobillo, la flexión de rodilla y la extensión de cadera con el pie apoyado.

3. Alteración de la coordinación entre la musculatura agonista y antagonista así como de la secuencia normal de activación de los distintos grupos musculares.

Clínicamente esta disminución de los rangos articulares se manifiestan como una flexión plantar de tobillo exagerada y una flexo-extensión de rodilla y cadera inadecuadas.

Flexión plantar de tobillo exagerada.

La debilidad de la musculatura pretibial, esencialmente del tibial anterior, provoca la caída del pie de forma incontrolada. Esta flexión plantar exagerada, introduce error en cinco de las ocho fases de la marcha, siendo más significativa en la fase media de oscilación, contacto inicial y fase final de apoyo. Durante la fase de oscilación, el problema consiste en evitar el contacto con el suelo. En la fase inicial de apoyo se altera el rodillo del talón y como consecuencia se reduce la flexión de rodilla. En la fase final de apoyo, ante la dificultad de levantar el talón, el avance queda limitado al rango de hiperextensión de la rodilla o a la inclinación del tronco o de la pelvis (40).

Flexo-extensión de rodilla inadecuada.

Rangos anormales de movilidad provocan una exagerada flexión o extensión de la rodilla. Un déficit en la extensión de la rodilla, reduce la capacidad de absorción de impactos del miembro. Además, en la fase de pre-oscilación, una limitación en la flexión de rodilla, dificulta el despegue de la puntera, perdiéndose la transición entre el apoyo y la oscilación. Durante la fase inicial de la oscilación se origina un arrastre de los dedos con incapacidad para adelantar el miembro, durante la fase media suele corresponder a un efecto secundario a una deficitaria flexión de cadera (1,4,34,43,44,45).

Flexo-extensión de cadera inadecuada.

Para iniciar la fase de oscilación, la cadera debe alcanzar al menos 15º de flexión, la dificultad para conseguirlos, supondrá una disminución del adelantamiento de la pierna, secundariamente una limitación de la flexión de la rodilla y un arrastre de los dedos si existe una flexión plantar exagerada. Una insuficiente flexión de cadera puede afectar cualquiera de las tres fases del balanceo, lo que lleva al individuo a recurrir a patrones primitivos de movimiento para conseguir adelantar el miembro. Las acciones sustitutivas más habituales son la inclinación posterior de la pelvis, la inclinación contralateral del tronco y la circunducción de la pierna que incluye la elevación y rotación anterior de la pelvis y la abducción de la cadera (45).

Por otra parte, el paciente hemipléjico presenta una escasa extensión de la cadera que provoca una propulsión anormal del lado afecto en el momento del despegue y como consecuencia un acortamiento en la longitud del paso (37,41).

Características espacio-temporales.

Varios parámetros temporales (tiempo-dependientes) y espaciales (distancia-dependientes) han sido definidos para cuantificar la marcha humana. Por ejemplo la longitud de la zancada o los tiempos de apoyo o balanceo de los miembros.

Una de las **características temporales** de la marcha del paciente que ha sufrido un ictus es la reducción de la velocidad al caminar (8,27,38,39,42–45), si bien, la velocidad está asociada tanto con los parámetros temporales como con los espaciales (46).

Existe una amplia variabilidad en los valores reportados por los distintos autores consultados para cuantificar la velocidad al caminar del paciente hemipléjico, probablemente ésta sea el resultado de múltiples factores, incluyendo diferencias en las técnicas y equipos de medición, el grado de asistencia permitido durante la medición (por ejemplo, ayudas ortésicas), y la gravedad y cronicidad del ictus (33).

De Bujanda (47) establece de forma general, un rango de velocidades para pacientes hemipléjicos crónicos entre 0,23 y 0,73 m/s. Otros autores han medido la velocidad de marcha atendiendo a las limitaciones articulares individuales que presenta cada individuo. Según éstas, Laborde (48), clasificó a los individuos en tres categorías:

1. Pacientes próximos a la normalidad, que a pesar de presentar una disminución de la flexión de rodilla y de la flexión dorsal del tobillo, son capaces de despegar sin dificultad el pie del suelo y alcanzan velocidades entre 0,6 y 1 m/s.
2. Pacientes en los que la pobre flexión de rodilla y de cadera, obliga a realizar una exagerada elevación de la pelvis ipsilateral. Estos sujetos presentan una marcha costosa y dificultosa con una velocidad comprendida entre 0,4 y 0,6 m/s.
3. Pacientes con recorridos articulares muy reducidos con una velocidad de marcha entorno a 0,4 m/s.

Habitualmente, la velocidad medida es la espontáneamente adoptada por el individuo, es decir la velocidad cómoda de marcha, y con menor frecuencia lo que se mide es la velocidad máxima para caminar. En los pacientes en la fase crónica, ésta varía entre 0.76 m/s (49) y 1.09 m/s (50).

Según Chen (37,41) este enlentecimiento de la marcha se debe a:

- Una inadecuada propulsión del lado afecto en el momento del despegue por una insuficiente extensión de la cadera y una excesiva flexión plantar.
- Una mayor inclinación lateral de la pelvis hacia el hemicuerpo sano que en sujetos normales.
- Una inadecuada elevación del miembro pléjico por un déficit de flexión de rodilla durante el despegue y la parte central del balanceo.
- Insuficiente flexión dorsal de tobillo durante el balanceo.

Introducción

- Defectuoso control articular del tobillo afecto durante la fase de apoyo monopodal, lo que se traduce en una disminución del tiempo de permanencia en esta fase (8).

La velocidad, en sí misma, es un indicador del rendimiento general de la marcha, de esta forma, se ha asociado con otros muchos parámetros temporales de la marcha como la cadencia, la longitud de zancada, la duración de doble apoyo, el tiempo de apoyo monopodal en el lado afecto y en el sano y el tiempo empleado en dar un paso (51). En el paciente hemipléjico las características temporales vienen definidas por:

- Aumento del tiempo en completar un paso y disminución de la cadencia (42,51–53).
- La fase de doble apoyo se hace más larga que la de apoyo monopodal .
- Mayor tiempo de apoyo sobre la extremidad sana con respecto a la pléjica (4,26,49,56)
- Disminución del tiempo de balanceo del miembro sano y aumento en el afecto (55).

En cuanto a los **parámetros espaciales** de la marcha hemipléjica, las principales características vienen definidas por las diferencias en la longitud del paso entre la extremidad parética y la sana (37–39)

Muchos estudios describen que la longitud del paso del miembro parético es mayor que el del miembro no parético, aunque existe variabilidad entre sujetos, ya que algunos hemipléjicos, realizan un paso más largo con el miembro sano (56). Balasubramanian et al (57) describen que la asimetría de la longitud del paso entre ambos miembros está relacionada con la capacidad del miembro parético para realizar la propulsión. Aquellas personas que tengan menor capacidad de propulsión con el miembro afecto, realizará un paso más largo con este miembro como consecuencia de un incremento de la propulsión ocasionado por el miembro sano. Este mecanismo de compensación del miembro sano hace que la asimetría en la longitud del paso no limite la velocidad de marcha seleccionada por el sujeto.

Características cinéticas.

Los parámetros temporo-espaciales y las características cinemáticas de la marcha son consecuencias directas de los momentos de fuerza que se generan en las articulaciones y que se conocen como variables cinéticas. La medición de estas variables no se puede hacer directamente, sino que se calculan mediante dinámica inversa utilizando una plataforma dinamométrica. El análisis cinético incluye tres variables: las fuerzas de reacción, momentos y las presiones (58). Los patrones cinéticos de la marcha hemipléjica difieren de la normalidad tanto en el miembro afecto como en el sano (59), y aunque con una gran variabilidad intersujetos, el hemipléjico muestra un patrón cinético característico (60–62).

Las **fuerzas de reacción** hace referencia, atendiendo a la Tercera Ley de Newton de Acción y Reacción, a la fuerza que ejerce el suelo sobre la persona que camina como consecuencia de la fuerza ejercida por ésta sobre el suelo durante el apoyo. Las principales características de las fuerzas de reacción del paciente hemipléjico son la asimetría en las cargas entre el miembro pléjico y el miembro sano y la presencia de un patrón anormal de marcha (63,64). La alta variabilidad en las curvas de fuerza entre los sujetos hemipléjicos dependen de factores como la velocidad de marcha, la capacidad motora y funcional del paciente y del tiempo transcurrido desde el ictus, y es independiente de la lateralidad de la lesión (26,63,64).

Las fuerzas de reacción se pueden descomponer a su vez en tres componentes:

- Fuerzas de reacción verticales. En el paciente hemipléjico estas fuerzas se caracterizan por la asimetría entre ambos miembros inferiores. El miembro no afecto a menudo presenta una fuerza vertical superior después del contacto inicial del pie y en el despegue en comparación con el miembro afecto (63,65). Según Béseler (26), son las que mejor caracterizan las curvas de fuerzas de las personas con ictus.
- Fuerzas de reacción anterioposteriores. Se caracterizan por una reducción de las fuerzas de propulsión del miembro pléjico con

Introducción

respecto al sano, esta asimetría, es dependiente de la potencia muscular y el estado funcional de los miembros. Así, a peor estado funcional del miembro pléjico mayor es la intervención del miembro sano (66).

- Fuerzas de reacción mediolaterales. Un aumento de estas fuerzas está relacionado con un aumento de la base de sustentación para ganar estabilidad. La inestabilidad está asociada a un grado mayor de afectación funcional (26).

Los **momentos** de los pacientes hemipléjicos son distintos a los que se presentan en una marcha normal. El sujeto sano realiza durante el apoyo inicial un momento flexor negativo de la rodilla seguido de un momento extensor positivo que se mantiene durante todo el apoyo. Los pacientes hemipléjicos realizan un momento extensor positivo durante todo el ciclo de la marcha en la extremidad inferior afecta (52). En general, caminando a una velocidad cómoda, todos los momentos articulares se reducen en amplitud en las personas que han sufrido un ictus en ambas extremidades y en mayor medida en la pierna pléjica (59,62,67). Estos momentos anormales disminuyen cuando la fuerza muscular y el control muscular mejoran, incrementándose también la velocidad de la marcha espontáneamente adoptada (49).

En cuanto a las **presiones plantares**, se caracterizan por la asimetría en la distribución del peso corporal durante el apoyo. El pie pléjico apoya sobre el suelo con una menor superficie que el pie sano tanto durante el apoyo estático como durante el dinámico. La superficie de apoyo del pie pléjico durante el paso está relacionada con la funcionalidad, el equilibrio y la velocidad de marcha, de tal forma, que a menor superficie de apoyo, mayor será la discapacidad y la velocidad será más lenta (68).

Características cinemáticas.

El análisis cinemático de la marcha estudia las variables que describen el movimiento entre los distintos segmentos en el espacio, tales como

el recorrido articular medido en grados, la velocidad lineal o angular, aceleración, etc.

La mayoría de los autores consultados, coinciden en la existencia de una gran variabilidad en cuanto a los patrones de movimiento articular que adoptan los pacientes hemipléjicos para alcanzar una marcha funcional (48,69). Esta variabilidad se debe a la diversidad en la forma de expresión del déficit de movimiento y los movimientos compensatorios llevados a cabo por cada individuo (48,70).

Al igual que en la marcha normal, la mayoría de los movimientos se realizan en el plano sagital y como ocurre con el análisis espacio-temporal, la cinemática de la marcha del hemipléjico es diferente a la del sujeto sano, tanto en la fase de apoyo como en la de balanceo (58).

A continuación se describen las principales características cinemáticas de la marcha hemipléjica según se evidencien durante la fase de apoyo o en la fase de balanceo.

Durante la **fase de apoyo** en la marcha normal, se lleva a cabo una extensión de cadera para propulsar el tronco hacia delante sobre el pie de apoyo, permitiendo de esta forma que se realice un paso contralateral con una longitud adecuada (40), sin embargo, en la marcha hemipléjica se produce una disminución de la extensión de cadera en el despegue que impide una adecuada propulsión (37,43). La causa posible puede ser el acortamiento adaptativo de la musculatura extensora de cadera o de una actividad excesiva de la musculatura flexora de ésta, no obstante, la causa más frecuente es la sobreactivación de la musculatura flexora plantar del tobillo y la debilidad de la musculatura encargada de realizar la dorsiflexión del mismo que provocan una excesiva plantiflexión del pie y, como consecuencia de la misma, la limitación por una parte de la normal extensión de la cadera y de la proyección del tronco hacia delante en la fase de apoyo y, por otra, la dificultad para realizar la propulsión adecuada en el momento del despegue (58,71). También se presenta en los pacientes hemipléjicos, una disminución de la flexión de la cadera en el momento del contacto inicial del talón con el suelo, la causa, parece ser, bien la hiperactividad de los extensores de cadera

Introducción

en este momento, bien una actividad limitada de la musculatura flexora de la misma, o bien una combinación de ambos fenómenos (72).

En referencia a la rodilla se han descrito tres tipos de patrones durante la fase de apoyo en la marcha hemipléjica (52):

- El aumento de la flexión de rodilla durante la fase de apoyo, sobre todo en el contacto inicial.
- Reducción de la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo inicial, seguida de hiperextensión en el momento de apoyo final y el retraso de la flexión de la rodilla en la preparación para la fase de oscilación.
- La hiperextensión excesiva de la rodilla a lo largo de la mayor parte de la fase de apoyo.

Al igual que en la articulación de la cadera, las desviaciones de la normalidad que cinemáticamente presenta la rodilla durante la marcha hemipléjica, se pueden deber a varios factores, en este caso concreto, la hiperextensión de la rodilla puede deberse o bien por una actividad excesiva y temprana de la musculatura flexora de la pierna que tira posteriormente de ésta y lleva la rodilla a hiperextensión, o bien por un efecto compensatorio por parte de los tendones de la región poplíteica para proporcionar estabilidad al miembro inferior mientras se realiza la carga de peso (58,73,74).

Otra alteración cinemática común durante la marcha hemipléjica es el apoyo plano del pie en el contacto inicial y la disminución de la flexión plantar en el momento del despegue de los dedos. La flexión plantar activa contribuye a la propulsión del tronco hacia adelante y facilita que el paso contralateral sea más largo (40). Una hiperactividad, o un acortamiento de la musculatura del tríceps sural, provoca que el apoyo inicial del pie sea plano, del mismo modo una incapacidad para contraer esta musculatura de forma concéntrica en el momento del despegue provoca, una disminución de la fuerza de propulsión en el momento del despegue (75).

Durante la **fase de oscilación** el objetivo principal es el de salvar la distancia del pie al suelo y poder proyectar el miembro hacia adelante para dar el paso, para ello se requiere una flexión adecuada de la cadera para realizar un paso de longitud adecuada. Normalmente el paciente hemipléjico presenta una disminución de la flexión de cadera, una velocidad de proyección del tronco hacia delante lenta y un desplazamiento del peso del cuerpo hacia el lado afecto en el momento inmediatamente anterior a iniciar la oscilación, estas alteraciones, dificultan la suficiente elevación del pie para que no tropiece con el suelo en el momento de la oscilación (49). La incapacidad para poder activar adecuadamente la musculatura flexora de cadera y una hiperactividad de la musculatura extensora, podrían ser las causas asociadas a este trastorno (58).

Se observan dos patrones tipo de marcha en función de la flexo-extensión de la rodilla durante la oscilación del miembro. El primero sería el patrón de marcha con rodilla rígida que vendría definido por la disminución de la flexión de la rodilla, atribuida normalmente a la hiperactividad del músculo recto femoral y a la debilidad de los músculos flexores, junto a la falta de flexión de cadera y la hiperactividad del tríceps sural (58,59,73–76). El segundo sería un patrón de marcha con la rodilla en flexión mantenida y que estaría caracterizado por una falta de extensión de la rodilla en el momento del golpe del talón con el suelo. Este segundo patrón viene condicionado por la aceleración insuficiente del miembro durante el balanceo que facilite la extensión de la rodilla, bien por una actividad excesiva o un acortamiento de la musculatura flexora de rodilla, bien por una debilidad de la musculatura extensora de la pierna (77,78).

En referencia al tobillo, éste adopta, durante la marcha normal, una posición neutra durante la fase media de la oscilación con el fin de facilitar el paso evitando que los dedos rocen con el suelo. En el paciente hemipléjico la dorsiflexión de tobillo está normalmente reducida, este hecho dificulta tanto el paso del pie sobre el suelo como el impulso necesario en la fase del despegue. La causa de esta limitación puede ser debida a la hiperactividad o el acortamiento de la musculatura plantiflexora del pie o bien la incapacidad de la

Introducción

musculatura dorsiflexora para generar suficiente momento de fuerza durante el balanceo (59,77).

En resumen, atendiendo a las características cinemáticas de la marcha en comparación con el sujeto sano, el hemipléjico camina con una reducción de los recorridos de todas las articulaciones del miembro pléjico en el plano sagital y una menor aducción de la cadera pléjica en el plano frontal (40,43). En la fase de apoyo la disminución de la extensión de cadera y de flexión plantar del tobillo impiden realizar una propulsión adecuada y por consiguiente la velocidad de marcha se ve reducida. Durante la fase de balanceo, la reducción del recorrido articular de la flexión de cadera y rodilla unido a la disminución en la dorsiflexión del tobillo, incrementan la longitud del miembro, impiden una correcta elevación del miembro y obligan a realizar una elevación exagerada de la pelvis con el fin de ganar distancia al suelo (37), o a realizar una circunducción de la pierna (58), generándose de esta forma movimientos asimétricos entre ambos miembros (40,47).

Esta asimetría en la marcha, será mayor cuanto menor sea el control motor y mayores sean las limitaciones articulares, de forma que los patrones de movimiento del miembro afecto difieren mucho más del patrón normal que los del miembro en teoría sano y que aquellos individuos con menor afectación articular, se mueven con patrones de movimiento más cercanos a la normalidad que los individuos con una plejía más severa (40,47,59).

Características de la activación muscular.

La señal eléctrica muscular refleja los potenciales 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 (64). Los registros de la señal eléctrica muscular mediante electromiografía (EMG) durante la marcha, muestran el comienzo, la duración y la amplitud de la contracción en relación con el ciclo de marcha (58). Como muchos de los parámetros

de la marcha que se están describiendo en este trabajo, las amplitudes y los patrones de activación muscular de los miembros inferiores del paciente hemipléjico, difieren significativamente de los de los sujetos sanos. Distintos autores han descrito una gran variabilidad entre los patrones de EMG que presentan los individuos hemipléjicos durante la marcha, tanto atendiendo a las diferencias bilaterales entre el miembro sano y pléjico, cómo a las diferencias inter-individuos (67,79,80). A pesar de ello, la marcha del paciente hemipléjico presenta algunas características comunes como son la reducción de la intensidad de los registros electromiográficos del miembro pléjico, un inicio prematuro y una duración prolongada de la contracción durante el ciclo de marcha, la existencia de picos de actividad muscular que difieren de la normalidad y una coactivación electromiográfica prolongada de los isquiotibiales y el cuádriceps del miembro afecto durante la fase de apoyo (49,69,80).

Características del consumo metabólico.

La locomoción humana implica el avance suave del cuerpo a través del espacio con un gasto mínimo de energía mecánica y fisiológica. Este gasto metabólico se calcula mediante el consumo de oxígeno durante la marcha. En distintas investigaciones, se ha encontrado relación entre el gasto metabólico y la asimetría de la marcha. Así la asimetría temporo-espacial, cinemática, cinética y de las variables de la EMG junto con el desplazamiento anormal del centro de gravedad propias de la marcha hemipléjica, hacen aumentar el gasto de energía (81). Este consumo metabólico varía según el grado de debilidad, espasticidad, el entrenamiento o la utilización de material ortopédico, pero en general el consumo de oxígeno se incrementa del orden del 50% al 67% respecto del sujeto sano con un peso corporal similar y caminando a la misma velocidad (52).

Asimetría.

La marcha normal tiende a ser simétrica, tanto en sus parámetros espaciales como en los temporales, con una diferencia entre ambos

Introducción

miembros respecto a las fuerzas de reacción y los parámetros temporales <6% (63,82). Por el contrario, la marcha del paciente hemipléjico se caracteriza por ser asimétrica, con pobre control motor, con reacciones de equilibrio alteradas o retrasadas, con menor tiempo de apoyo sobre el miembro afecto, con alteración de la progresión simétrica del cuerpo y con una gran variabilidad en el patrón de marcha en función de los distintos grados de recuperación (83). Como consecuencia, la coordinación normal intra e inter-miembros, es reemplazada por patrones de movimiento en masa en el miembro afecto (sinergias), que requiere de ajustes compensatorios por parte del miembro sano, de la pelvis y del tronco (33,37,41,84–87).

Para analizar la simetría de la marcha, normalmente se comparan los parámetros espacio-temporales, aunque ocasionalmente también se utilizan los parámetros cinéticos y cinemáticos. Los parámetros temporales que se suelen utilizar son el tiempo de oscilación, el tiempo de apoyo y la proporción del tiempo de apoyo y balanceo entre los miembros.

La asimetría temporal se describe con un mayor tiempo de balanceo y menor tiempo de apoyo del miembro parético y un menor tiempo de balanceo y mayor tiempo de apoyo sobre la extremidad sana (8,37,39,42,62,63), y según el estudio realizado por Patterson (82) en el que estudió la marcha en un grupo de pacientes hemipléjicos, la asimetría temporal es más común (55,5%) que la asimetría espacial (33,3%).

En cuanto a la asimetría espacial, ésta viene definida por la diferencia entre la longitud de zancada entre ambos miembros, no obstante, es un parámetro menos consistente que los temporales puesto que, como se ha descrito anteriormente, hay individuos hemipléjicos que presentan una mayor longitud del paso con el miembro parético y otros con el miembro sano.

Por otra parte, comparar valores de simetría entre estudios es difícil, debido a las diferentes ecuaciones utilizadas para calcular la asimetría y en los diferentes parámetros de la marcha analizados. En algunos estudios que se utiliza una simple proporción del tiempo de balanceo

entre el miembro sano y el parético, los datos obtenidos indican que ésta varía de 1,23 (88) a 1,61 (51), y un 0,92 (82) en lo que respecta a la proporción de la longitud del paso.

Limitar la asimetría es uno de los objetivos comunes que se plantea al iniciar un tratamiento de rehabilitación, no obstante, algunos autores defienden la idea de que ésta no debe ser corregida, sobre todo en los pacientes crónicos. Desde este punto de vista, la asimetría corresponde a una adaptación positiva a unos déficits neurológicos motores que sirve para proporcionar a estos individuos un grado óptimo de funcionalidad (89).

1.1.4. Técnicas instrumentales para el análisis de la marcha.

El estudio de la marcha de un sujeto, consiste básicamente en el análisis de las características de ésta y su comparación con las consideradas como marcha humana normal (90).

Actualmente es una herramienta de gran utilidad para evaluar diversas patologías que afectan a la deambulación, así como para el diagnóstico y elección de tratamientos en pacientes con enfermedades neuro-músculo-esqueléticas (91).

Los métodos y tecnologías existentes son numerosos y permiten la obtención de los parámetros cuantitativos característicos de un patrón de marcha de forma objetiva (91,92). A continuación se hace un repaso de los principales métodos instrumentales empleados para el análisis de la marcha, desarrollando con más detalle el análisis cinemático de la marcha sobre el que se apoya esta tesis.

1.1.4.1. Análisis descriptivo observacional.

Consiste en la determinación de los parámetros generales descriptivos del ciclo de marcha como pueden ser los espaciotemporales (tabla 1.2.), mediante técnicas sencillas de medida directa (90) tales como:

Cronómetro y cinta métrica : una modalidad sencilla y rápida de calcular algunos parámetros espaciotemporales del ciclo de marcha, es

Introducción

el empleo de test de valoración como la Prueba de Marcha de 10 metros (10- Meter Walk Test) (92).

Otro método utilizado es el medir las huellas que el individuo deja sobre un pasillo de marcha, habiendo pisado previamente polvo de talco o bien utilizar tampones de paño adhesivo fijados en los pies e impregnados de distintos colores (93).

Equipo de vídeo: aunque no se trata de una técnica de análisis de la marcha, es una de las más utilizadas por su accesibilidad y utilidad en la práctica diaria (90), aunque no se alcanzan las mismas velocidades, ni la misma calidad de imagen que con la cinematografía (24). Además de la accesibilidad, presenta otras ventajas como son:

1. Proporcionar un registro permanente.
2. Permite la observación de sucesos rápidos.
3. Reduce el número de paseos y por tanto la fatiga.
4. Facilita la enseñanza del análisis visual a terapeutas y el aprendizaje de la marcha a pacientes de rehabilitación.

Para el estudio de los parámetros espaciotemporales, se deberán colocar dos marcas visibles, a una distancia conocida, que permita determinar el instante en el que el sujeto pasa por ellas (90).

Principalmente es un método de estudio cualitativo, pero conectado a un ordenador y con el programa adecuado, también se pueden obtener datos cuantitativos como: cadencia, longitud de zancada y velocidad. Pueden también obtenerse ángulos articulares, midiendo directamente en la pantalla o empleando algún digitalizador sobre la misma, pero estas medidas son de poca precisión por las distorsiones introducidas por la cámara, el magnetoscopio y la pantalla (23,24).

Técnica de exposición múltiple: es una de las técnicas sencillas y más económicas de poner en marcha. Consiste en un cuarto oscuro donde se sitúa una cámara y una luz estroboscópica que ilumina al sujeto en períodos regulares de 20 destellos/ segundo. El paciente va equipado con distintos marcadores de forma que cada imagen recoja la posición del cuerpo en el espacio en ese instante determinado. Con esto se

obtienen diagramas de líneas o barras que indican la posición de cada segmento del miembro inferior en cada intervalo de tiempo.

Los datos se obtienen de forma inmediata, pero el análisis de los datos resulta complejo por la superposición de las imágenes. Otro inconveniente que aparece es el hecho de que la luz estroboscópica es molesta para los pacientes y puede alterar el patrón de la marcha por distracción (23–25).

Parámetros espaciotemporales de la marcha humana.		
Parámetros espaciales	Parámetros temporales	Parámetros espaciotemporales
Longitud del paso. Longitud del ciclo (zancada). Anchura del paso. Ángulo del pie.	Tiempo de la fase de apoyo. Tiempo de la fase de balanceo. Duración del ciclo. Cadencia. Duración del doble apoyo.	Velocidad lineal. Velocidad angular. Aceleración lineal. Aceleración angular

Tabla 1. 2. Parámetros espaciotemporales de la marcha.

1.1.4.2. Análisis cinético.

Las solicitaciones que actúan sobre el apoyo podal son el resultado del control y la estabilización de la interacción entre la fuerza de la gravedad y las fuerzas de inercia de los diferentes segmentos corporales (92). El estudio de las fuerzas de reacción y presiones del pie en contacto con el suelo, o el calzado, aporta una gran cantidad de información valiosa para la categorización de la marcha (90).

Para su análisis pueden emplearse distintos métodos:

Baropodómetros: son sistemas basados en el empleo de transductores electromecánicos (sensores), que convierten la información de la interfase pie-base de apoyo en una señal eléctrica

Introducción

para, de esta manera, obtener la distribución cuantitativa de las presiones plantares (92,94).

Pasillo instrumentado: es un equipo que permite medir los tiempos de contacto y la posición de los pies. Existen muchos diseños desarrollados y construidos por los laboratorios para su propio uso (90).

Un diseño consiste en un pasillo construido con material conductor y contactos eléctricos ubicados en los zapatos, de esta forma, al pisar en el suelo, se cierra el circuito y se obtienen de esta manera información similar a la que se obtiene con los sensores barográficos.

Otra configuración es la de un pasillo que contiene gran número de interruptores, con lo que se consigue detectar la posición del pie y los instantes de contacto inicial y de despegue. De esta manera el sujeto no tiene que ir cableado y se pueden medir las longitudes de paso y de zancada(90).

Plantillas instrumentadas: permiten obtener un mapa de presiones según la forma de apoyo que depende, entre otras, de las características estructurales y funcionales del pie y del resto de articulaciones del miembro inferior (95).

Algunos de los principales inconvenientes de estos dispositivos son el hecho de que no recojan los componentes medio-lateral y antero-posterior de las fuerzas de reacción del suelo y que están sometidos a constantes deformaciones (95).



Figura 1. 4. Sistema Biofoot IBV. Fuente IBV.

Ya que su uso actualmente, por el tipo de transductores empleados, está limitado al estudio de cargas verticales, es habitual combinar las mediciones con las realizadas mediante plataformas dinamométricas (23).

Plataformas dinamométricas: una plataforma dinamométrica es un instrumento electrónico que permite la medida y el análisis de la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o gesto determinado (23,96). La transformación de la fuerza de reacción en una señal electrónica se realiza en base a dos tecnologías de transductores: extensiométricos (recogen procesos dinámicos y estáticos hasta una frecuencia máxima) y piezoeléctricos (recogen cargas con frecuencias superiores).

En general se utilizan plataformas con cuatro transductores (uno en cada esquina de la plataforma). Normalmente se disponen dos plataformas bien empotradas en el suelo, bien formando parte de un pasillo de marcha empotradas en él.

Cuando el individuo camina sobre la plataforma dinamométrica, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma se reparte entre los cuatro captadores que generan las correspondientes señales electrónicas, en función de la carga asumida por cada uno de ellos.

Las plataformas se conectan a un amplificador de señal y de éste pasan, a través de una interfase, a un ordenador donde se almacenan los datos para su posterior análisis (90).



Figura 1. 5. Plataforma Dinascan IBV.

1.1.4.3. Análisis fisiológico.

Dos son las técnicas de análisis fisiológico más utilizadas:

Electromiografía cinesiológica: término acuñado por Johnson en 1973 para distinguirla de la electromiografía clínica. La aplicación de electrodos sobre la piel, o insertados en los músculos mediante técnicas de cable fino, aporta información sobre la activación muscular, proporcionando datos sobre qué músculos participan en una determinada actividad, su patrón de activación, con qué intensidad lo hacen y la secuencia de los músculos que actúan. Esta información puede contrastarse con la obtenida en condiciones normales en individuos sanos (97).

Al ser una señal de intensidad muy baja y estar mezclada con otras señales no deseadas (ruido), hay que realizar una amplificación y filtrado posterior de la señal antes de realizar la cuantificación de los registros (97).

Se estudian las características de los diversos potenciales de la unidad motora: frecuencia, amplitud, duración y forma del trazado electromiográfico (85).

Las señales de la electromiografía, pueden ser representadas de manera sincronizada con los eventos de la marcha, de modo que puede evaluarse la contribución de los diferentes grupos musculares según los movimientos articulares en cada fase del ciclo (91).

Consumo energético: la medición del consumo metabólico proporciona una información global acerca de la efectividad de la marcha y es un medio para cuantificar la incapacidad fisiológica, como resultado de una marcha patológica (90). El consumo metabólico de energía no se puede medir directamente, pero se puede calcular indirectamente mediante la determinación del aumento de oxígeno consumido, o del CO₂ eliminado (24,90).

Para medir el gasto energético se utilizan técnicas de espirometría abierta y cerrada, en las cuales se analiza el aire espirado. La medición se realiza siempre tras algunos minutos de actividad física, cuando los parámetros fisiológicos se han estabilizado.

La espirometría abierta, por ser más práctica, es el método más usual (90). En ella el paciente lleva un espirómetro portátil que suele colocarse en la espalda para proporcionar mayor libertad de movimientos. Los más habituales son el saco De Douglas o el del Rancho de los Amigos. Van dotados de un sistema de válvulas de doble dirección por la que se inspira aire ambiente, al espirarlo atraviesa un gasómetro que mide el volumen y guarda una muestra para su posterior análisis (24,90).

Las concentraciones de O_2 y CO_2 , el consumo de O_2 y el gasto energético se obtienen través de una serie de cálculos matemáticos (24).

A menudo se acompaña el espirómetro con un medidor de frecuencia cardiaca y de cadencia de la marcha (90).

1.1.4.4. Análisis cinemático.

El análisis cinemático de la marcha, considera ésta como una función en el tiempo y el espacio (98), se encarga de la evaluación del espectro dinámico de movilidad de una articulación o segmento corporal (103) en tres dimensiones (99), con independencia de las fuerzas que lo generan (90).

Las variables obtenidas de este análisis, describen la geometría del movimiento registrando el cambio de posición de un segmento corporal determinado, utilizando para ello sistemas opto-electrónicos, electrogoniómetros o acelerómetros (78,100,101). En concreto, el análisis cinemático de la marcha, permite describir el desplazamiento del paciente a través de una simplificación de su estructura usando la posición aproximada de los centros de giro de cada una de las articulaciones que intervienen. De esta manera se obtiene información acerca del rango de movimiento dinámico del tronco, la pelvis, la cadera, la rodilla y tobillo de forma bilateral y en los tres planos del espacio (sagital, coronal y transversal).

A partir de esta información, mediante el desarrollo de un modelo biomecánico adecuado, es posible reconstruir una gran variedad de

Introducción

gestos motores y extraer datos de interés para la evaluación del paciente.

Por otro lado, las variables lineales que se obtienen del movimiento de los segmentos son también consideradas dentro de la cinemática. Por tanto, mediante este análisis pueden evaluarse también: velocidad, cadencia, largo y ancho de paso, o tiempo para realizar una tarea, entre otros (26,96,99).

El hecho de disponer de datos cuantitativos mediante el análisis cinemático de la marcha, hace que la información obtenida se pueda comparar fácilmente con patrones normales en edades específicas, o bajo diferentes condiciones de marcha. También puede compararse con los datos anteriores obtenidos de un mismo paciente, para evaluar los efectos de un tratamiento, o hacer un seguimiento de la evolución.

Además, disponer de información en 3D es de gran utilidad para evaluar rotaciones dinámicas, las cuales son difíciles de valorar en un análisis observacional (99).

Las técnicas empleadas para realizar la valoración cinemática, son básicamente de dos tipos: directas, cuando se aplican los sensores que captan el movimiento sobre el sujeto, e indirectas, cuando se basan en la obtención de imágenes a través de técnicas de video o cinematografía.

Las ventajas de estas técnicas son la simplicidad relativa de los equipos y la libertad de movimientos del individuo a examinar (26,90).

Las principales técnicas cinemáticas, atendiendo a la tecnología utilizada son:

Goniometría: permite obtener una señal directamente proporcional al ángulo girado, a través de la utilización de un potenciómetro y un sistema de sujeción mecánica, que permite convertir el giro de una articulación en un giro del potenciómetro.

Según el número de ejes que mida, pueden ser uniaxiales, biaxiales o triaxiales.

Las principales ventajas son su coste no muy elevado, la simplicidad de su uso y la rapidez en la obtención de los resultados. Las desventajas radican en que los ángulos articulares medidos son relativos, no proporcionan la posición absoluta del segmento o la articulación, además los dispositivos pueden causar molestias al sujeto, e incluso condicionar movimientos no naturales (90).

Buscando una menor aparatosidad, actualmente se utilizan galgas extensométricas que pueden utilizarse debajo de la ropa, constan de:

- Galga distal y galga fija, ambas conectadas entre sí y es posible regular la distancia entre ambos terminales.
- Sensor, que mide las variaciones de ángulo.
- Cables conectores que transmiten la señal eléctrica medida.

Las galgas pueden ser de eje simple para medir ángulos en un plano sobre el eje X-X, es decir miden movimientos de flexo-extensión o de dos ejes para medir ángulos en dos planos X-X e Y-Y (92).

Equipo de ultrasonidos: consiste en un digitalizador de tres dimensiones, con cuatro micrófonos instalados en un marco fijo. Sobre el sujeto se ubican unos pequeños emisores que emiten de forma secuencial y cuya señal es recogida por los micrófonos. Calculando el tiempo que tarda en llegar, se puede calcular la posición de cada emisor en coordenadas referidas al marco en el que se sitúan los micrófonos.

Las ventajas de este tipo de equipos son su elevada resolución espacial (1:3000) y la obtención de datos en tiempo real. Los inconvenientes son su limitada frecuencia de muestreo, la incomodidad para el sujeto de llevar los cables conectados desde los emisores a la unidad, la limitación del estudio a un solo lado y la influencia del aire sobre la precisión de la medida.

Actualmente se están utilizando equipos de transmisión por infrarrojos para evitar, en la medida de lo posible, las molestias que las conexiones por cable pudieran causar en el paciente (90).

Introducción

Acelerómetros: son captadores capaces de traducir una aceleración en una señal eléctrica (90), de esta forma permiten medir la aceleración de las distintas partes del cuerpo y valorar la dinámica del centro de gravedad de un segmento determinado (92). Basan su funcionamiento en la inercia situada sobre un captador de fuerzas de acuerdo a la ley fundamental de la dinámica, o segunda Ley de Newton ($F = m \cdot a$) (90,92,96). Existen de diversos tipos: según el número de direcciones en las que midan pueden ser de una, dos, o tres direcciones (90). Según la naturaleza de su transductor pueden ser mecánicos, capacitivos, piezoeléctricos o piezorresistivos. Estos últimos, basados en extensometría son los más utilizados en el estudio de la marcha humana, porque tienen un excelente comportamiento en el rango de aceleración útil en biomecánica (0 a 100 m/s^2) y permiten la medida a bajas frecuencias (0 a 100 Hz).

Sus principales ventajas son su precisión, su ligereza, un precio reducido y que proporcionan la información directamente y en tiempo real. Los inconvenientes vienen derivados de que su uso exige el procesamiento de las señales y medios adicionales para compensar la influencia de la gravedad. Además es sensible al golpe de talón (25,90,92).

Giroscopios: son sensores de la velocidad angular. En principio, estos sensores miden la fuerza de Coriolis, es decir, la respuesta a la rotación de una masa en movimiento. La fuerza de Coriolis que surge en un marco de referencia giratorio es proporcional a la velocidad angular de rotación.

Habitualmente se utilizan giroscopios del tipo unidimensional con una disposición única o triple.

Como ventaja presenta que el giroscopio no está afectado por la fuerza de la gravedad, es decir, la velocidad angular medida no se condiciona a un componente de gravitación como ocurre con las mediciones realizadas con el acelerómetro. Otras ventajas son el hecho de que el giroscopio es menos sensible a la vibración producida durante los golpes de talón y la facilidad para colocarlos en cualquier lugar de un mismo plano del segmento. Un inconveniente podría ser el

hecho de que no se capturan los movimientos realizados en otros planos, por ejemplo en un cambio de dirección (96).

Unidades Inerciales de Medida (IMUs): son dispositivos que combinan acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Implementan internamente tres ejes ortogonales, a cada eje se le asigna un acelerómetro y un giroscopio, obteniéndose así un sistema de referencia ortogonal. La información suministrada por el IMU es la aceleración lineal y la velocidad angular correspondiente a cada uno de los ejes, con el correspondiente valor de tiempo común para estos seis valores, permiten, de este modo hacer análisis en 3D entre los ángulos articulares.

Además de las ventajas e inconvenientes descritas para cada uno de sus componentes, cuenta con la particularidad de que el método de medición del vector campo magnético terrestre proporciona una segunda referencia no afectada por la gravedad que aumenta la precisión de la medición (92,96).

Fotogrametría: es el procedimiento que permite obtener información espacial mediante imágenes planas, obtenidas normalmente mediante el uso de cámaras de video. La configuración más usual requiere:

- **Marcadores:** consisten en pequeños elementos reflectantes que se sujetan al individuo en puntos anatómicos preestablecidos, relacionados con un modelo anatómico. Normalmente son pasivos, aunque también existen otros del tipo activo que emiten señal.

Cámaras de vídeo: lo usual es utilizar cuatro cámaras que funcionen entre 50-60 imágenes/s, la mayoría de luz monocroma y/o infrarroja.

- **Equipo de digitalización:** necesario para obtener las coordenada planas de la posición que ocupa cada marcador dentro de cada imagen y para cada cámara. Supone la primera fase de procesado de datos.
- **Ordenador y programas para el tratamiento de los datos:** generalmente los programas generan unos gráficos de

Introducción

posición-tiempo de los marcadores y al mismo tiempo, una figura humanoide que reproduce los movimientos registrados.

La fotogrametría es una excelente herramienta de visualización que permite el análisis cuantitativo, la evaluación, el diagnóstico, la investigación y la docencia, además tiene la ventaja de poderse combinar con plataformas de fuerza y equipos de electromiografía para mejorar el análisis de la marcha. Los inconvenientes normalmente se derivan de la ubicación de los marcadores y del elevado coste de todo el sistema (90,92).



Figura 1. 6. Sistema de fotogrametría. Fuente: IBV.

1.2. RESUMEN BIBLIOGRÁFICO DE LOS PRINCIPALES TRABAJOS BASADOS EN LA UTILIZACIÓN DEL ESTUDIO CINEMÁTICO DE LA MARCHA.

Existe una gran variedad de estudios centrados en el análisis de la cinemática de la marcha, tanto de sujetos sanos, como de personas afectas de diversas patologías como parálisis cerebral, lesión medular, esclerosis múltiple, enfermedad de Parkinson...(102–105). Concretamente, si nos referimos al estudio de la marcha en sujetos hemipléjicos como consecuencia de un ACV, existen diversos estudios con diferentes objetivos.

Varios autores han utilizado el análisis cinemático de la marcha para valorar los cambios en la misma tras la aplicación de un protocolo o técnica de tratamiento:

- Estimulación eléctrica funcional y neuromuscular (80–82).
- Entrenamiento de la marcha en tapiz rodante de manera aislada o junto a otras técnicas, como aplicación de FES o programas de entrenamiento de la fuerza (46,82–88).
- Programas de rehabilitación específicos como: acondicionamiento físico, “motor imagery” orientada a la marcha, señales auditivas rítmicas, realidad virtual o soporte parcial del peso corporal durante la marcha (109–113).
- Inyección de toxina botulínica (114,115).

Otros autores sin embargo, han empleado el análisis cinemático de la marcha para valorar los efectos que tiene el empleo de dispositivos ortésicos u otras ayudas técnicas (19,116–118), o con el fin de desarrollar otros métodos de valoración a través de la información obtenida(119,120). Concretamente, si nos centramos en uno de los objetivos del presente estudio, son diversos los autores que han investigado la cinemática de la marcha hemipléjica para intentar realizar una clasificación de los patrones de marcha con diferentes fines:

Olney et al. (43) realizaron una amplia revisión de los estudios publicados hasta entonces, para identificar los patrones patológicos que caracterizan la marcha de las personas que han sufrido un ictus, clasificando la marcha hemipléjica en base a una combinación de las siguientes variables cinemáticas:

- Reducción de la amplitud del ángulo de la cadera del miembro pléjico, en el plano sagital, causada por la disminución en la flexión de cadera al apoyo del talón del miembro afecto y la disminución en la extensión de cadera homolateral en el despegue.

Introducción

- Reducción de la amplitud del ángulo de la rodilla pléjica debido al aumento de la flexión de la misma en el despegue y la disminución de la flexión en la oscilación.
- Aumento de la flexión plantar del tobillo pléjico en el apoyo del talón y durante la oscilación y disminución de la misma en el despegue.

De Quervain et al. (33) analizaron los patrones de marcha de 18 pacientes que habían sufrido un ACV mediante un sistema de 6 cámaras y marcadores reflectantes y electromiografía de superficie de los músculos de los miembros inferiores (MMII). Tras el análisis de los resultados, se encontró que los patrones anormales presentaron alteradas la velocidad, la longitud de zancada, la cadencia y todas las fases del ciclo de la marcha. El patrón encontrado por el miembro parético mostró una asociación más fuerte con la debilidad muscular que con el grado de espasticidad, el control del equilibrio, o la actividad muscular fásica. Además, se encontró un retraso en el inicio de la flexión de la cadera durante la fase de pre-oscilación. Respecto a la fase de apoyo, hubo una disminución de la extensión de la cadera que se relacionó con la disminución del esfuerzo muscular y un acoplamiento entre la flexión de la rodilla y la flexión dorsal del tobillo. Los pacientes con velocidades más lentas presentaron mayor duración de la fase de pre-oscilación y aquellos que aumentaron la velocidad presentaron patrones menos “anormales”.

Mulroy et al. (98) estudiaron la cinemática de la marcha y la actividad electromiográfica durante la misma de sujetos hemipléjicos por ACV, con el fin de desarrollar un sistema objetivo de clasificación de los patrones de la marcha y así planificar el tratamiento de una manera más personalizada. Analizaron la cinemática de la marcha de 42 sujetos a la admisión en rehabilitación y a los 6 meses posteriores al ictus mediante un sistema de seis cámaras de infrarrojos y catorce marcadores reflectantes mientras caminaban en una pasarela de 10 m con sus dispositivos de asistencia habituales. Simultáneamente registraron la actividad EMG intramuscular de 8 músculos de los MMII. Para analizar los resultados, emplearon un análisis de conglomerados no jerárquicos, para clasificar los patrones de la marcha en base a los

parámetros temporo-espaciales y cinemáticos obtenidos. Como resultado, identificaron cuatro grupos de pacientes en los intervalos de evaluación. En la primera valoración, los parámetros que caracterizaron los diferentes grupos fueron: la velocidad, la máxima extensión de la rodilla y la máxima flexión dorsal en la fase de oscilación. A los 6 meses las variables explicativas fueron: la velocidad, la extensión de la rodilla al final del apoyo y la flexión de la rodilla en la oscilación. Además se identificaron cambios en la fuerza muscular y en los patrones de activación muscular al caminar entre los grupos.

Laborde et al. (48) analizaron la relación entre la flexión de rodilla y la recuperación de la marcha del paciente hemipléjico. Para ello utilizaron un sistema de grabación en 3D, situando los marcadores únicamente en el lado afecto. Mediante esta metodología, definieron tres patrones de marcha, fundamentalmente basándose en la relación existente entre la flexión de rodilla, la flexión dorsal de tobillo y la flexión de cadera. Concluyen que los hemipléjicos compensan la insuficiente flexión de rodilla con una estrategia compensadora de elevación de pelvis y que por tanto, la medida de la amplitud de los rangos articulares de la rodilla y de la cadera, puede servir para valorar la efectividad de las distintas estrategias empleadas en la recuperación y el entrenamiento de la marcha.

Kim et al. (2) se propusieron determinar la relación entre el patrón cinético y cinemático de la marcha y el rendimiento de la misma medida a través de la velocidad auto-seleccionada. Para ello, midieron a 20 sujetos hemipléjicos por ACV que caminaron con zapatos y sin ortesis (siete sujetos utilizaron un bastón) a su velocidad más cómoda a lo largo de un pasillo de 8m con tres plataformas dinamométricas. Además, se utilizó un sensor optoelectrónico para realizar un seguimiento de tres diodos emisores de infrarrojos no alineados conectados a cada uno de los segmentos del miembro inferior (pelvis, en los laterales de los muslos, piernas y pies). Ambos sistemas de análisis de movimiento fueron sincronizados para el posterior análisis de los datos. Como resultado, se identificó más de un tipo de patrón cinemático y cinético en cada plano. Los pacientes del grupo de "velocidad rápida" no mostraron los patrones de marcha más

Introducción

cercanos a los reportados para adultos sanos. Por ejemplo, en el plano frontal, una variación del patrón abductor de la cadera en la fase de oscilación fue más común entre el grupo de "marcha rápida". Las correlaciones revelaron que las magnitudes de los perfiles frontales y transversales se relacionan también con la velocidad, particularmente las fuerzas de cadera frontales.

Huitema et al. (122) estudiaron la relación entre los cambios en los patrones de marcha y la recuperación funcional de misma en 13 pacientes que habían sufrido un ACV y 16 sujetos control sanos. Se realizaron medidas a las semanas 3, 6, 12, 24 y 48 después del ictus de: la recuperación funcional de la marcha con el Índice de Movilidad Rivermead y las categorías de deambulación funcional (FAC). Cuando fue posible, se midió también la cinemática con goniómetros para el ángulo de la rodilla y giroscopios piezoeléctricos para registrar la velocidad angular de la pelvis y el muslo. Tras analizar los resultados, concluyeron que la recuperación de la cinemática hacia un patrón normal no se corresponde con la recuperación funcional de la marcha, ya que tanto pacientes que recuperaron un patrón más cercano al de los sujetos sanos como los que presentaron patrones anormales mostraron recuperación funcional de la capacidad de caminar.

Öken et al. (123) realizaron una clasificación de los patrones de marcha hemipléjica en función de la asimetría de la misma. Tras el análisis de la cinemática de la marcha de un grupo de 100 pacientes que habían sufrido un ictus, encontraron que la asimetría de la misma depende de la edad, el nivel de recuperación motora y la velocidad de marcha. Los pacientes mayores presentaron mayor asimetría temporal en la fase de apoyo monopodal, mientras que los más jóvenes presentaron mayor asimetría en la articulación del tobillo tanto en el apoyo como en la oscilación. Los pacientes con menor recuperación motora presentaron mayor asimetría en la longitud de paso, extensión de cadera y rodilla en la fase de apoyo y cinemática del tobillo. Por último, los pacientes con menores velocidades de marcha presentaron mayor asimetría en la longitud de paso que los que caminaban más rápido.

JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

Una vez superado el riesgo vital del paciente que ha sufrido un ictus, ¿volveré a caminar? es la pregunta que con más frecuencia realiza el paciente o sus familiares al personal sanitario encargado de su cuidado durante la fase aguda.

La recuperación de la marcha, salvo pacientes con profesiones manuales muy específicas (artesanos, músicos..), es la mayor preocupación que suscita al paciente hemipléjico y a su familia (16,37,38,124).

En principio y según el estado previo, la edad y las condiciones familiares, los objetivos pretendidos con una marcha funcional son modestos: posibilidad de acceder al baño, realizar las transferencias de la cama al sillón o a una mesa, caminar dentro del domicilio, etc. Posteriormente, cuando se evidencia una mayor recuperación los objetivos a conseguir son mucho más ambiciosos: caminar por la comunidad, hacer la compra, volver a la actividad laboral, etc.

Realmente, cuando el paciente o su familia se cuestionan si volverá a caminar, lo que realmente preguntan es si la marcha que conseguirá el paciente será de una calidad suficiente para permitirle realizar el máximo de actividades que con anterioridad al ictus desarrollaba y para las que ahora está limitado (37,124).

Los factores que intervienen en la recuperación de la marcha, en su grado de funcionalidad y en los parámetros de esfuerzo, son múltiples: localización de la lesión, gravedad de ésta, edad del individuo, estado previo, patologías asociadas, apoyo social, atención médica recibida, etc. Cada uno de ellos de forma independiente, y la interacción entre sí, marcarán el estado del paciente post-ictus y su potencial de recuperación (75,125).

Justificación, hipótesis y objetivos

Así, en la práctica diaria, encontramos que:

- Pacientes con características similares evolucionan de una forma totalmente distinta.
- Pacientes con lo que parece un menor potencial de recuperación consiguen una marcha más funcional que otros individuos con peores factores pronóstico iniciales.
- Incluso pacientes que aun alcanzando una recuperación de marcha cercana a los patrones de normalidad, ésta es menos funcional que la de otras personas que presentan una marcha menos “estética” (122,124).

Actualmente la evidencia científica (125–128) sitúa el mayor grado de recuperación del paciente que presenta una hemiplejía como consecuencia de un ictus, en las primeras 3-4 semanas, con continuidad en la recuperación hasta los tres primeros meses y de forma más lenta de los tres a los seis meses tras el ictus. Transcurrido este tiempo, los estudios muestran una clara deceleración en la recuperación, basándose ésta, después de los seis meses, en la consolidación de las mejoras obtenidas y el entrenamiento de los mecanismos de compensación. Si consideramos por tanto, que el tiempo de máxima recuperación está acotado, el tratamiento de rehabilitación debería buscar la máxima eficiencia durante este periodo (70).

“Tiempo es cerebro” es una frase que últimamente se emplea en los textos de neurología con mucha frecuencia cuando se habla de la necesidad de una intervención médica urgente y coordinada para minimizar los efectos que el ictus produce en el cerebro (4,129); de forma análoga podríamos pensar que “Un programa de Rehabilitación integral (fisioterapia, logopedia, terapia ocupacional, etc.), precoz y bien orientado, es recuperación funcional” (70).

Para ello es imprescindible poder “leer al paciente” en la fase aguda, es decir, identificar aquellos factores que nos pueden

predecir cómo va a ser la recuperación del paciente, hacia qué patrón de recuperación se dirige (130).

Establecer patrones “tipo” de recuperación nos ayudaría en la clínica diaria a poder elegir mejor las distintas técnicas que habitualmente utilizamos en el tratamiento fisioterápico de la hemiplejía y de este modo, poder orientar con más acierto su administración y evitar así, en la medida de lo posible, la variabilidad de la práctica. En definitiva, se trata de, tras la evaluación del paciente y a la vista de las características particulares que presenta, saber asignarle la estrategia óptima de tratamiento con el fin de ser más eficientes con nuestra intervención (130,131).

Por otra parte, la capacidad de caminar es el principal factor que determina el destino del paciente al alta. Esta capacidad, está relacionada con la severidad de la lesión inicial, la recuperación parcial de la función en los primeros días y la presencia de enfermedades concomitantes (33). Dependiendo de todo ello, el paciente puede volver a su domicilio y recibir las sesiones oportunas de forma ambulatoria, o bien ser ingresado en otra institución (hospital de media estancia, hospital de larga estancia, residencia...) (132).

Actualmente la aplicación del método científico experimental y la integración de equipos informatizados para la observación y cuantificación de los aspectos inherentes a la marcha, nos permite mensurar de forma objetiva los distintos elementos que intervienen en el acto de caminar. A diferencia de la evaluación clínica tradicional basada en la anamnesis y la inspección visual, la instrumentación técnica nos permite detectar pequeños cambios que pasarían desapercibidos con otros métodos (25,96,133).

Como fisioterapeuta, del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València, desarrollo mi principal labor asistencial atendiendo, durante la fase más aguda, a personas que han sufrido un ictus.

A diario me planteo, si aquellas técnicas que estoy aplicando al paciente o los consejos que transmito a sus cuidadores son los más adecuados para permitir alcanzar al paciente su máximo potencial de recuperación, máxime cuando, según muestran los artículos publicados, este tiempo está acotado. Pero, difícilmente podré ser más eficiente en mi labor si desconozco en profundidad cómo es la dinámica de recuperación de la marcha del paciente hemipléjico.

Por consiguiente nos planteamos la siguiente **hipótesis**: “La dinámica de recuperación de la marcha en las personas que presentan una hemiplejia como consecuencia de un ictus, sigue un patrón común respecto a las variables cinemáticas implicadas en la misma”.

Siendo nuestros objetivos los siguientes:

2.1. Objetivo Principal.

El objetivo principal de este estudio es analizar el proceso de recuperación de la marcha del paciente hemipléjico tras un ictus agudo, utilizando escalas clínico-funcionales y pruebas cinemáticas desde la fase aguda inmediata hasta los seis meses de evolución.

2.2. Objetivos Secundarios.

S1- Describir los principales patrones de recuperación de la marcha de las personas que presentan una hemiplejia como consecuencia de un ictus.

S2- Estudiar los principales factores biomecánicos que condicionan la recuperación de la capacidad de caminar tras sufrir un ictus y su repercusión sobre ésta.

MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS.

Con el objetivo de hacer una puesta al día de los conocimientos y las técnicas de estudio respecto al campo de la cinemática de la marcha en pacientes que han sufrido un ictus, se realizó una revisión bibliográfica con continuidad hasta el 30 de septiembre del 2016. Desde entonces y hasta el presente, se continua revisando la bibliografía relacionada, si bien, de una manera menos metódica y exhaustiva.

Normalmente el acceso a las fuentes de datos se ha realizado virtualmente utilizando una conexión VPN de la Universitat de València.

Las bases de datos utilizadas y los descriptores de búsqueda se muestran continuación.

- **Bases de datos y buscadores**
 - Base de datos MEDLINE: <http://www.pubmed.es>
 - Biblioteca Cochrane Plus:
<http://www.bibliotecacochrane.com>
 - Base de datos TESEO:
<http://www.mcu.es/TESEO/index.html>
 - PeDro: <http://www.pedro.org.au/>
 - Trip Database:
<http://www.tripdatabase.com/index.html>
 - Biblioteca Médica Virtual Embase:
<http://bmv.uv.es/>
 - Índice Médico Español.
 - Google Scholar.

- **Descriptores de búsqueda.**

Las palabras clave han sido: Ictus, marcha, cinemática, recuperación, patrón, stroke, gait, cinematic, recovery, pattern.

En aquellos buscadores que lo permiten se utilizaron términos MESH.

Una vez obtenidas las actas con las referencias bibliográficas, los artículos en formato PDF se descargaron a través de la Facultad de Fisioteràpia de València utilizando la red VPN y el programa Cisco IPsec. De aquellos artículos a los que no se pudo tener acceso virtualmente, se realizó su petición o localización física en las siguientes bibliotecas:

- Biblioteca del Hospital Universitari La Fe de València.
- Biblioteca de Ciències de la Salut “Pelegrí Casanova”.

También se añadieron a la consulta las referencias que se obtenían a partir de la lectura de otros artículos, mediante el análisis de la bibliografía que refieren.

3.1. Plan de Trabajo.

El plan de trabajo se desarrolló desde el mes de febrero del 2011 hasta diciembre del 2016 según el siguiente cronograma:

- Revisión de las fuentes documentales, definición de objetivos y diseño del protocolo de estudio, de febrero a abril del 2011.
- Formación en el empleo de los instrumentos de medida que se utilizarían en las sesiones de toma de medidas, abril 2011.
- Ensayo piloto con un paciente que cumpliera los criterios de inclusión, con el fin de detectar posibles

fallos en el diseño del protocolo de estudio y puesta a punto del mismo, abril 2011.

- Reclutamiento de la muestra de estudio y desarrollo de las sesiones de valoración, de abril a septiembre del 2012.
- Extracción de los parámetros de estudio, análisis estadístico de los datos y obtención de los resultados, de octubre del 2012 a diciembre del 2015.
- Actualización en la revisión de las fuentes documentales, discusión de los resultados y elaboración de las conclusiones, de enero a octubre del 2016.

El diseño se corresponde con un estudio longitudinal observacional prospectivo, realizado en pacientes que habían sufrido un primer episodio de ictus agudo, con seguimiento mediante escalas de valoración funcional y estudio cinemático de la marcha durante seis meses.

Esta tesis, se ha desarrollado en el marco del proyecto europeo BETTER (Brain Neural Computer Interaction for Evaluation and Testing of Physical Therapies in Stroke Rehabilitation of Gait Disorders FT7-ICT-2009-247935), cuyo objetivo principal era el desarrollar nuevas herramientas de tratamiento para las personas que han sufrido un ictus.

3.2. Muestra del estudio.

La muestra la integraron 41 pacientes con diagnóstico de ictus agudo (según los criterios de la OMS), procedentes del Servicio de Neurología del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València, seguidos durante seis meses tras el ictus. La inclusión de los pacientes se llevo a cabo mediante muestreo no probabilístico de casos consecutivos. Se invitó a participar en el estudio, a todos los pacientes ingresados en del Servicio de Neurología del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València en el periodo comprendido entre el 1 de abril del 2011

Material y Métodos

y el 31 de marzo del 2012, que, además de cumplir los criterios de inclusión (tabla 3.1.) y ninguno de exclusión (tabla 3.2), hubieran sido incorporados, previa valoración de un médico rehabilitador, a un programa de rehabilitación con el objetivo de recuperar las funciones alteradas.

De esta manera, quedaron excluidos de base, los pacientes con mejor pronóstico de recuperación funcional, sobre los que no se solicita intervención del Área de Rehabilitación, y aquellos que tenían un mal pronóstico y cuyo estado requiere otro tipo de cuidados. Además de los criterios de exclusión definidos (tabla 3.2.), cualquier intervención que se realizó de forma externa durante el periodo estudiado y que supusiera una modificación del patrón de marcha no atribuible al ictus (p.ej. aplicación de toxina botulínica), fue también motivo de exclusión de la muestra.

Se estableció este tamaño muestral de 41 pacientes, con el objetivo de obtener una muestra mínima de 30 pacientes al finalizar el estudio, asumiendo un porcentaje de pérdidas cercano al 30% durante todo el periodo de seguimiento.

Durante el periodo de reclutamiento se solicitó rehabilitación a 231 pacientes del total de ingresados a causa de un ictus. De éstos, 41 cumplían los criterios de inclusión en el estudio. A lo largo del tiempo de seguimiento, tres pacientes fueron excluidos del estudio, dos por haber sufrido un nuevo ictus y uno por desarrollar una ceguera completa como complicación de la patología inicial. Un total de 38 pacientes completaron el estudio (figura 3.1.).

Al finalizar el periodo de ingreso, los pacientes iniciaron de forma ambulatoria el mismo protocolo de fisioterapia neurológica. Este programa que se adecúa a las capacidades de cada individuo, se realizó diariamente en la sala de tratamiento del Servicio de Rehabilitación del mismo hospital.

Los criterios de inclusión y exclusión se detallan en las tablas 3.1. y 3.2.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN
Paciente ingresado por ictus agudo (primer ictus), que presente una hemiplejía secundaria, independientemente de su etiología y lado hemipléjico y que sea candidato a comenzar un programa de rehabilitación.
Paciente consciente y orientado, con un buen nivel de colaboración y capacidad para seguir órdenes sencillas, así como para participar activamente en el tratamiento fisioterápico.
Estabilidad médica suficiente para comenzar el tratamiento fisioterápico y situación funcional de independencia completa previa al ictus.
Capaz de alcanzar una puntuación ≥ 2 en la CapHS
Capaz de alcanzar una puntuación ≥ 2 en la SedHS
Disponibilidad para continuar un seguimiento mínimo de 6 meses en el estudio.

Tabla 3. 1. Criterios de inclusión.

Material y Métodos

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
Pacientes que presentaban un pronóstico vital malo.
Pacientes que no presentaban un buen estado general de salud (cardiopatía isquémica severa, insuficiencia cardiaca y/o respiratoria, etc.).
Sospecha de trastornos previos al ictus que dificultan la capacidad para caminar tales como: lesiones neuromusculares que afecten a la marcha o al apoyo del pie, traumatismos recientes en MMII, artrosis de cadera y/o rodilla en grado moderado/severo y patología lumbar o ciatálgia aguda con afectación de la marcha. (Marcha anterior al ictus FacHS \leq 3).
Trastornos graves de la sensibilidad.
Ceguera.
Pacientes que no presentaban alteración motora.
Pacientes que presentaban una alteración motora difusa en MMII en los que no fue posible determinar el lado pléjico.

Tabla 3. 2. Criterios de exclusión.

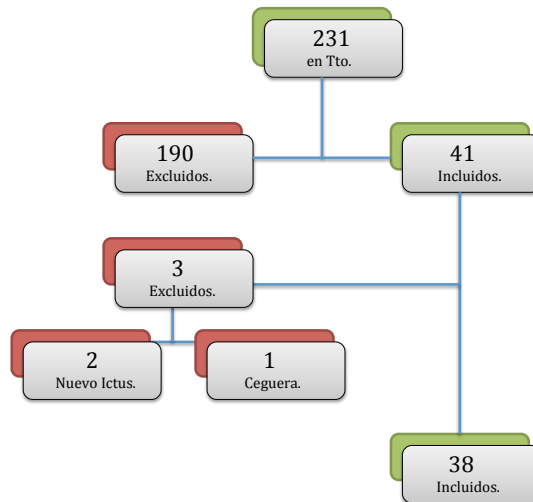


Figura 3. 1. Distribución de los pacientes incluidos y excluidos en la muestra.

3.3. Información al paciente.

Antes de realizar cualquier tipo de intervención, todos los pacientes y sus familiares fueron informados de forma verbal de las características del estudio para el que se solicitaba su colaboración, además, se les entregó un documento impreso donde se especificaba en qué consistía éste, qué tipos de pruebas y mediciones se realizarían a lo largo del proceso, así como la posibilidad de abandonarlo en el momento que lo desearan (Anexo A).

La firma del consentimiento informado, de acuerdo con las consideraciones del Comité Ético de Investigación Biomédica del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia por parte del paciente, o de un familiar en el caso de que éste estuviera discapacitado para ello, fue la condición imprescindible para iniciar las valoraciones. En el mismo documento, se especificó, que el tratamiento de los datos personales se acogió a la Ley Orgánica vigente 15/1999 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal (Anexo A).

Material y Métodos

Para garantizar la privacidad de los datos durante todo el estudio, se realizó un proceso de asignación de códigos por paciente.

3.4. Protocolo de valoración.

El protocolo de valoración de la muestra se diseñó por un equipo multidisciplinar formado por personal investigador del IBV y médicos y fisioterapeutas del Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Consistió en la recogida inicial de datos, la administración de una serie de escalas clínicas y la valoración biomecánica de la marcha.

Previa a la valoración de la muestra, se realizaron las sesiones formativas oportunas, con el fin de adiestrar al equipo en la utilización del sistema de valoración biomecánica que se utilizaría posteriormente. Así mismo, con el objetivo de chequear el protocolo diseñado y hacer las modificaciones oportunas, se realizó una sesión piloto de medidas, con un paciente real no incluido en la muestra.

La valoración de los pacientes incluidos en la muestra, se llevó a cabo por el personal investigador del proyecto BETTER que diseñó el protocolo.

La toma de medidas se realizó en el Hospital Universitari i Politècnic La Fe durante la Fase I y en el Hospital Universitario la Fe de Campanar cuando hubo que utilizarse el laboratorio de marcha para realizar la valoración biomecánica, dado que el equipo dotado con las plataformas dinamométricas se encontraba en éste último.

3.4.1. Recogida inicial de datos.

Para facilitar la valoración del paciente a lo largo de los seis meses de seguimiento, se diseñó un cuaderno de recogida de datos (CRD), para cada uno de los pacientes. En él se recogía,

además de los datos iniciales, todas las escalas de valoración organizadas según la fase a valorar.

En la primera toma de contacto con el paciente (Fase I), de forma única, se recogieron los siguientes datos:

- Código del paciente.
- Fecha de nacimiento.
- Etiología del ictus: isquémico / hemorrágico.
- Lado hemipléjico: derecho/izquierdo.
- Fecha de comienzo del tratamiento de rehabilitación.
- Fecha de alta hospitalaria.
- Altura en cm. Se realizaba esta medida, siempre y cuando, el paciente alcanzara al menos un nivel 3 en la BipHS. Si inicialmente, no se cumplía esta condición, se pospuso hasta que fuera posible. Para ello, se utilizó una báscula clínica con tallímetro marca Seca, si el paciente permanecía todavía ingresado, y el tallímetro que incorpora la plataforma Dinascan600/lbv si ya había iniciado la fase de rehabilitación ambulatoria.
- Peso en Kg. Con los mismos condicionantes que para la talla.
- Longitud del muslo. Medida desde el trocánter mayor del fémur de la extremidad afecta hasta la línea interarticular de la rodilla en cm. Se utilizó una cinta métrica flexible graduada en milímetros y un lápiz dermográfico para marcar los puntos de referencia.
- Longitud de la pierna. Medida desde la línea interarticular de la rodilla hasta el borde libre de la planta del pie.
- Descripción del cuadro clínico. En este apartado se especifican de forma resumida las principales características del episodio, la existencia o no de

aspectos que pudieran suponer un riesgo para el paciente durante las sesiones de valoración, así como aquellas intervenciones que se realicen durante el periodo de estudio y que pudieran suponer un motivo de exclusión.

3.4.2. Valoración mediante escalas clínicas.

En la elección de las escalas clínicas se ha tenido en cuenta que éstas cumplan con las características de fiabilidad, validez para la valoración de pacientes hemipléjicos, que fueran fáciles y rápidas de utilizar en el contexto clínico donde iban a ser empleadas y que fueran capaces de contribuir a la consecución de los objetivos planteados. A continuación se describen los aspectos más importantes de las escalas utilizadas, éstas se recogen en su totalidad en el Anexo B.

Escala Neurológica Canadiense (Canadian Neurological Scale, CNS).

Es una escala de valoración del déficit global en el ictus, valora el nivel de conciencia, el lenguaje, la orientación y la respuesta motora, y contempla la posibilidad de pacientes afásicos o con imposibilidad para comunicarse. Sirve fundamentalmente para monitorizar la evolución del paciente en las primeras fases del ictus (134).

Su rango de puntuación permite obtener un máximo de 10 puntos para una situación de normalidad completa y un 1,5 que correspondería a la peor valoración posible.

Es una de las escalas más clásicas en la valoración de la capacidad funcional tras un ictus en pacientes que no estén en estupor o en coma (135), su administración es rápida y fácil, tiene una buena repetibilidad, está validada para pacientes con

ictus y ha demostrado su validez, fiabilidad y utilidad en varios estudios (134–136).

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

Valora la capacidad del paciente para realizar cuatro transferencias básicas en la cama partiendo de la posición de decúbito supino: volteo hacia el lado pléjico, volteo hacia el lado sano, transferencia de decúbito a sedestación y sedestación en la cama con los pies colgando.

Cada una de estas transferencias se puntúan con tres valores distintos: 0 si el individuo no es capaz de realizarla, 12 si la realiza sin ayuda pero de una forma anormal y 25 si la realiza con ayuda de otra persona.

La puntuación final obtenida es la suma de la valoración en las cuatro transferencias, siendo el valor mínimo de 0 y el máximo de 100.

Es una escala fácil de aplicar, práctica para la clínica diaria, y aunque mezcla dos dimensiones (cambio postural y sedestación), ha demostrado su validez para evaluar pacientes con ictus (137,138), tener una gran repetibilidad y además ser predictora de la marcha a los seis meses del ictus (139–141).

Clasificación Funcional del Cambio Postural del Hospital de Sagunto (CaPHS).

Valora la capacidad del paciente para transferir de una posición de decúbito supino a una posición de sedestación al borde de la cama. Siempre, realizando el paso a sedestación hacia el lado no afecto.

La escala describe seis niveles autoexplicativos y autoexcluyentes que van desde el “Nivel 0” para describir la situación en la que el cambio postural es nulo o imposible, hasta el “Nivel 5” para describir una transferencia normal.

Material y Métodos

Es una escala fácil de utilizar, está validada para ser utilizada con personas que han sufrido un ictus (142,143) y ha demostrado su capacidad predictiva del pronóstico funcional (144).

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

Valora de forma cualitativa la capacidad del paciente para mantener la posición de sedestación en seis niveles autoexplicativos y autoexcluyentes que van desde el “Nivel 0” para una sedestación imposible o nula hasta un “Nivel 5” para una sedestación normal.

Es una escala aplicable en la clínica diaria (rápida y sencilla) (142), validada, y tiene utilidad como indicador pronóstico de la evolución del paciente que ha sufrido un ictus (142–144).

Clasificación Funcional de la Bipedestación del Hospital de Sagunto (BipHS).

Valora de forma cualitativa la capacidad para bipedestar en seis niveles autoexplicativos y autoexcluyentes que van desde el “Nivel 0” para una bipedestación nula o imposible hasta un “Nivel 5” que corresponde a la capacidad para mantener la bipedestación en apoyo monopodal por un tiempo mayor o igual a 5 segundos.

Es una escala validada (145), tiene una excelente repetibilidad y una buena correlación entre los niveles de la BipHS y la posturografía (145).

Test Muscular Manual (Muscular Manual Test, MMT).

Valora de forma cualitativa la fuerza de un grupo muscular y los clasifica en seis grados autoexplicativos y autoexcluyentes que van desde el “Grado 0” en el que no se detecta contracción

activa en la palpación ni en la inspección manual hasta el “Grado 5” en el que la fuerza es normal y vence una resistencia manual máxima aplicada por parte del examinador.

Inicialmente, esta escala validada, se creó para evaluar la fuerza de la musculatura en las lesiones del sistema nervioso periférico, no obstante, por un lado, su uso generalizado en la práctica clínica para la valoración de pacientes con ictus (146–148), y por otro el hecho de que no hayamos encontrado ninguna escala específica validada para medir la fuerza muscular en este tipo de pacientes, nos ha condicionado a su utilización.

En nuestro estudio valoramos la musculatura del tibial anterior mediante la flexión dorsal de pie, el cuádriceps mediante la extensión de la rodilla con la cadera en flexión y del psoas-iliaco mediante la flexión de la cadera con la rodilla también en flexión.

La evaluación se realizaba en tendido supino sobre la cama hasta que los pacientes alcanzaban la bipedestación (Fase II) y a partir de esta fase en sedestación.

Escala de Ashword Modificada (Modified Ashword Scale, MAS).

Mide de forma cualitativa el grado de resistencia pasiva al movimiento o espastidad que presenta un músculo o grupo muscular. En ella el examinador debe movilizar de forma manual la extremidad del paciente en la totalidad del rango articular posible y percibir la resistencia producida por el estiramiento de un músculo específico que se genera ante su movimiento pasivo.

La escala cuenta con 6 apartados autoexplicativos y autoexcluyentes que van desde el 0 para definir situaciones de normotono, hasta el 4 que define la rigidez articular en flexión o extensión (134).

Material y Métodos

A pesar de que esta escala tiene limitaciones relacionadas con el individuo evaluado (el tono del paciente hemipléjico puede estar condicionado por factores como la temperatura, estado anímico o la postura), derivadas del examinador (subjetividad en la valoración), así como inherentes a su propio diseño (ambigüedad en la definición de sus apartados), la hemos utilizado en el presente estudio por ser una escala ampliamente utilizada y aceptada por gran número de clínicos e investigadores. (149–152).

Para minimizar la variabilidad en su aplicación en este estudio, los grupos musculares evaluados se examinaban siempre en la misma posición al inicio de la sesión de toma de medidas. Se valoró el tono de los flexores plantares de tobillo, de la flexión de rodilla y de la extensión de la cadera con la rodilla en extensión.

Escala de Equilibrio de Berg (Berg Balance Scale, BBS).

Valora cuantitativamente el estado funcional del equilibrio. Los pacientes deben completar 14 tareas mientras el examinador califica el desempeño del paciente en cada una de ellas. Los elementos de la prueba son representativos de las actividades diarias que requieren equilibrio, como sentarse, estar de pie, inclinarse, o dar un paso. Algunas tareas se clasifican de acuerdo a la calidad de la ejecución de la tarea, mientras que otras son evaluadas por el tiempo necesario para completar la tarea.

Cada ítem se puntúa de 0 a 4, siendo 0 el nivel más bajo de la capacidad y 4 el máximo nivel. Las puntuaciones totales pueden oscilar entre 0 (equilibrio gravemente afectada) a 56 (excelente equilibrio). Específicamente, los resultados indican el riesgo de caída, así:

- 0-20 alto riesgo de caída.
- 21-40 moderado riesgo de caída.
- 41-56 leve riesgo de caída.

Su validez, fiabilidad y sensibilidad al cambio han sido demostradas en pacientes hemipléjicos (153,154) y está fuertemente correlacionada con el rendimiento funcional y motor en pacientes con accidente cerebrovascular (155).

En nuestro estudio, en los ítems donde se evalúa “Bipedestación sin apoyo con un pie delante del otro” y “Bipedestación sobre una pierna”, sólo se solicita al paciente que realice el apoyo sobre el miembro pléjico.

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

Valora a capacidad del paciente para la realización de distintas AVD mediante diez ítems. Ocho de los ítems se valoran de 0 a 10 y los dos restantes que corresponden a “trasladarse” y “deambular”, se valoran de 0 a 15, siendo el “10 ó 15” la máxima independencia o capacidad para realizar el ítem valorado y “0” la total dependencia o incapacidad.

La suma de las puntuaciones alcanza los 100 puntos, lo que facilita el tratamiento estadístico, la puntuación obtenida hace referencia al grado de dependencia:

- < 20 Total.
- 20-35 Grave.
- 40-45 Moderada.
- ≥ 60 Leve.
- 100 Independiente.

El BI puede realizarse bien mediante autovaloración por el paciente, bien mediante entrevista, en aproximadamente dos a cinco minutos o bien por la observación directa, para lo que se requieren unos veinte minutos.

Aunque puede presentar efecto suelo y techo (156), el BI parece poseer ciertas ventajas sobre otras escalas que evalúan las AVD por su sensibilidad al cambio, susceptibilidad a la

Material y Métodos

manipulación estadística, y una mayor familiaridad debido a un uso más generalizado (157).

Escala Visual Analógica del Dolor (EVA).

Valora de forma subjetiva el dolor percibido por el paciente utilizando una escala de 10 cm en cuyo extremo izquierdo se representa de forma escrita o mediante un icono la ausencia de dolor y en el otro extremo se representa el dolor insoportable (158).

En nuestro estudio se utilizó una escala ranurada de material plástico en la que el paciente desplazaba una pequeña flecha hacia derecha o izquierda según su apreciación del dolor. La escala iba graduada en centímetros por la parte no visible al paciente, de esta forma el examinador podía asignar un valor entre 0 y 10 a la percepción que el paciente hacía de su dolor.

La EVA se utiliza frecuentemente en la práctica clínica, además de su validez y alta repetibilidad, es una escala fácil de utilizar (159,160).

Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto (Functional Ambulation Classification at the Hospital of Sagunto, FacHS).

Valora la capacidad de caminar del paciente clasificándola en seis niveles autoexplicativos y autoexcluyentes atendiendo a criterios de funcionalidad y distancia recorrida. Los niveles van desde el "Nivel 0" para una incapacidad absoluta para la marcha hasta un "Nivel 5" que corresponde a la capacidad para realizar una marcha funcional y estéticamente normal.

Es una escala validada, repetible y más sensible que otras escalas para apreciar cambios en la recuperación de la marcha durante el primer año post-ictus (161,162).

Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (Functional Ambulation Classification of Massachusetts General Hospital, FAC).

Categoriza a los pacientes de acuerdo a las habilidades motrices básicas para caminar (163) atendiendo a la necesidad o no de asistencia y a la dificultad del terreno, en seis categorías autoexplicativas y autoexcluyentes que van desde "0" para marcha no funcional hasta "5" para la marcha totalmente independiente.

Es una escala con una adecuada repetibilidad, aceptada y de uso extendido (128,164,165).

Test "Time Up and Go" (Time Up and Go Test, TUG).

La TUG es una prueba de rendimiento físico general que se utiliza para evaluar la movilidad, el equilibrio y el riesgo de caída en personas mayores con alteraciones del equilibrio (166,167). Específicamente, se evalúa la capacidad para realizar tareas motoras secuenciales relativas a caminar y girar (168,169).

Para la prueba se mide el tiempo que el sujeto emplea en levantarse de una silla con reposabrazos, caminar en línea recta tres metros, girar, retornar sobre la misma línea y volverse a sentar. Requiere tan sólo una silla de altura estándar con reposabrazos, un cronómetro y de 1 a 2 minutos para su administración (170). Es válida, repetible y tiene una alta correlación con la BBS y con el BI así como con la velocidad de marcha (171–173). Según el tiempo empleado en realizar la prueba se establecen tres categorías:

- < 10 s: Totalmente independiente para la marcha y las transferencias básicas.
- < 20 s: Requiere ayuda para algunas transferencias.
- > 20 s: Totalmente dependiente.

3.4.3. Valoración biomecánica.

Con el objetivo de estudiar el patrón de marcha del paciente hemipléjico, se llevó a cabo un análisis cinemático de ésta mediante la utilización de Unidades Inerciales de Movimiento (IMU's).

Para nuestro estudio hemos utilizado el equipo Tech MCS de valoración del movimiento en 3D de la compañía Technaid S.L. Está compuesto de:

- 7 IMUs (Inertial Measurement Unit). (Figura 3.2.).
- 1 Unidad Tech HUB. (Figura 3.2.).
- 1 Dispositivo Bluetooth Parini UD100 con antena de largo alcance.
- 1 Dispositivo Wireless Tech Trigger V.2.
- Software de Tech MCS Studio.
- Ordenador portátil.
- Cables de conexión entre los IMUs y el Tech HUB.
- Cinchas para la sujeción de los IMUS al paciente.



Figura 3. 2. IMUs y Unidad Tech HUB del equipo Tech MCS.

El **IMU** (Figura 3.3. A), es un dispositivo electrónico capaz de medir la velocidad angular, la orientación y las fuerzas gravitacionales que actúan sobre él, a partir de la combinación de otros tres componentes:

- Un acelerómetro (dispositivo que mide la aceleración).
- Un giroscopio para medir o mantener la orientación. Está basado en los principios de momento angular.
- Un magnetómetro, instrumento utilizado para medir la fuerza o la dirección de los campos magnéticos.

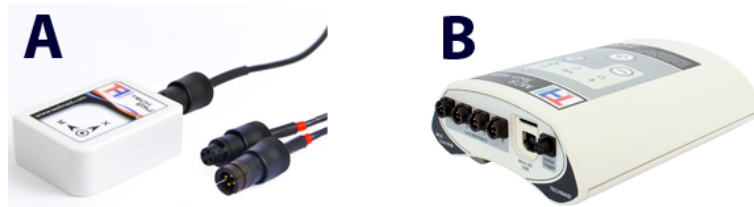


Figura 3. 3. (A) IMU y conexiones. (B) Unidad TECH HUB.

La unidad Tech HUB (Figura 3.3. B), es la encargada de transmitir la información generada por las unidades inerciales de manera inalámbrica vía Bluetooth a un ordenador personal; para ello utiliza como fuente de alimentación cuatro baterías tipo AA 2800 mAh NiMH.

El dispositivo **Bluetooth** con antena de largo alcance permite la comunicación entre la unidad central Tech HUB y el ordenador.

Las señales recibidas fueron procesadas mediante el software de **Tech MCS Studio** instalado en un ordenador portátil. Se trata de un paquete informático para la adquisición simultánea y procesamiento de datos de los sensores inerciales. Permite controlar y gestionar sesiones de medición en tiempo real.

Con el objetivo de valorar las variables temporo-espaciales, se utilizó el equipo **NedsSVE/IBV v-4**. Se trata de un sistema diseñado por el IBV para el análisis de la marcha que consta de una plataforma dinamométrica Dinascan600/ibv, dos barreras de fotocélulas para el registro de la velocidad, un pasillo de marcha de 3'5 m x 1'5 m y el equipo informático con las

Material y Métodos

aplicaciones NedAMH/IBV v-4 y NedSCAN/IBV v-1 para el análisis de los resultados y su posterior comparación con la base de datos de normalidad del IBV. Los valores obtenidos en el registro de la marcha son comparados automáticamente por la aplicación con los sujetos de sus mismas características (sexo, edad y peso).

3.5. Desarrollo de una sesión experimental.

Un equipo de valoración formado por fisioterapeutas y médicos rehabilitadores del Hospital Universitari i Politècnic la Fe de Valencia y personal investigador del Instituto de Biomecánica de Valencia llevó a cabo cada una de las sesiones experimentales. Para la toma de medidas era necesario al menos la presencia de dos miembros del equipo. Además, se contó durante las primeras sesiones con el apoyo del personal técnico de la compañía Technaid S.L.

El procedimiento seguido en cada una de las sesiones de registro de medidas fue el siguiente:

- Citación del paciente.
- Valoración mediante escalas clínicas.
- Instrumentación del paciente.
- Configuración del equipo.
- Toma de medidas.
- Procesado de los registros.

3.5.1 Citación del paciente.

El análisis cinemático mediante la utilización de IMUs se inició una vez que el paciente era capaz de caminar de forma independiente y segura (Grado 3 de la escala FACHs) y siempre que se encontrara al menos en una FASE III del estudio, es

decir, que hubiera comenzado el tratamiento rehabilitador de forma ambulatoria.

Todas las medidas se tomaron en el laboratorio de marcha instalado en la primera planta del pabellón central del Hospital Universitario la Fe de Campanar.

Los pacientes eran citados telefónicamente con la suficiente antelación a cada una de las sesiones de medidas, concretando con ellos y/o sus familiares la fecha y la hora en la que se realizarían las pruebas. Las sesiones se desarrollaron en horario de mañana y tarde con el objetivo de dar al paciente las máximas facilidades para coordinar los compromisos de su vida privada, las sesiones de medidas y los distintos tratamientos que estuviera recibiendo en ese momento .

Los traslados desde su domicilio al hospital y viceversa se realizaban mediante el servicio de taxis concertados. Siempre que fuera posible, se sugería que el paciente fuera acompañado por un familiar.

Al paciente se le pedía que acudiera a la cita con ropa cómoda y un calzado cerrado, a ser posible atado mediante cordones o sujeto por medio de velcros y se hacía mucho hincapié en que el calzado que se usara en las mediciones fuera siempre el mismo.

3.5.2. Valoración mediante escalas clínicas.

Una vez recepcionado y acomodado, el paciente era valorado mediante las escalas clínicas correspondientes a cada fase (descritas anteriormente), antes de iniciar las mediciones de las variables cinemáticas.

3.5.3. Instrumentación del paciente.

Para la ubicación de los IMUs se siguió el mismo protocolo para todos los pacientes. Con el fin de minimizar la variabilidad de sensibilidad de los IMUs y de ubicación sobre el individuo, cada unidad numerada, se ubicaba siempre en cada paciente, sobre

Material y Métodos

el mismo punto anatómico en todas las sesiones de medidas. Así el esquema de ubicación fue el que se muestra en la figura 3.4.

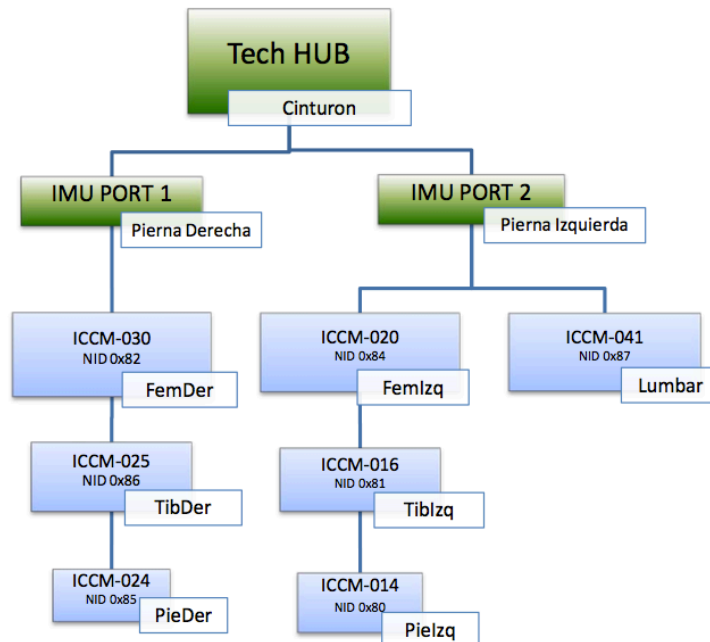


Figura 3. 4. Esquema de ubicación y conexión de los sensores Tech IMUs y el Tech HUB.

Las referencias anatómicas para cada IMU fueron:

- Pie: en el centro del dorso del pie, sobre el tercer metatarsiano.
- Tibia: a cuatro centímetros de la línea interarticular de la rodilla, de forma medio lateral sobre el peroné.

- Fémur: en la cara externa del muslo, de la forma más proximal posible que permitiera la fijación con las cinchas.
- Lumbar: sobre la vértebra L3 , centrado sobre la columna y alineado con las espinas iliacas posterosuperiores y fijado al paciente mediante esparadrapo (Figura 3.5.).

Los IMU's situados sobre el pie, la tibia y el fémur, se sujetaban al paciente mediante cinchas elásticas conformadas según la ubicación definida en la figura 3.5. Cada una de ellas, cuenta con un bolsillo para alojar un IMU. Siempre se fijaban con el dorso del IMU sobre el paciente y el conector apuntando hacia arriba.

Una vez fijados los IMUs al paciente sobre las referencias anatómicas descritas, se conectaban entre sí y a su vez con la unidad Tech HUB mediante el cableado incluido en el equipo. Las conexiones se realizaron en cada sesión de la siguiente forma: se utilizó los cables de color azul, etiquetados como "Cable Pierna", para los sensores del pie hasta el fémur. Posteriormente se conectaba el IMU situado sobre el fémur izquierdo con el IMU situado sobre L3 mediante el cable "Pierna Lumbar HUB". Este mismo cable además de la conexión para los IMU's, presenta una extensión blanca para conectar al PORT 2 del Tech HUB. Para la parte derecha se utilizó el cable "Pierna Cabeza HUB", conectando el extremo blanco al PORT 1 del Tech HUB .

El Tech HUB, se sujetaba al paciente mediante un arnés ajustable, que a su vez iba fijado a las cinchas ubicadas sobre ambos muslos, dando firmeza a éstas y evitando que se desplazaran durante la marcha.

Material y Métodos



Figura 3. 6. Localización de los IMUs.



Figura 3. 5. Disposición de la Unidad Tech HUB sobre el paciente.

3.5.4. Configuración del equipo.

Una vez encendida la Tech HUB mediante el botón interruptor correspondiente, se abría la aplicación Tech MCS Studio y se seguían cuatro pasos antes de iniciar las medidas:

- Introducción de los datos codificados del paciente para la asignación de las medidas.
- Configuración de capturas, donde se especificaba el nombre de la captura (Marcha), el tipo de datos a recoger (Digitales), la frecuencia (100 Hz) y cómo se quería realizar la sincronización (mediante disparo de entrada).
- Se indicaba al programa que el dispositivo del proyecto era el Tech HUB – HXCM-002.
- Se etiquetaban todos los sensores Tech IMU según la posición descrita en el gráfico de la figura 3.4.

Finalizada la configuración del equipo, éste estaba listo para iniciar la captura de los registros. Como se sincronizó con la plataforma NedAMH/IBV, el software esperaba a dicho disparo.

3.5.5. Toma de medidas.

Una vez el paciente estaba instrumentado y el equipo configurado, se le pedía al paciente que caminase de la manera más natural posible y a una velocidad cómoda de un extremo a otro del pasillo de marcha del equipo sin hacer uso de ninguna ayuda técnica (bastón, antiequino, etc.).

Las mediciones se realizaron con el paciente calzado con un zapato cómodo y bien sujeto al pie mediante cordones o velcro. Cada paciente debía utilizar el mismo calzado en todas las sesiones de medidas a las que acudiera.

Tras tres paseos completos, se fijaba como velocidad de marcha la de la tercera pasada. Una vez que se indicaba en el

Material y Métodos

sistema la velocidad de marcha del paciente, se comenzaba a registrar el resto de los parámetros.

Un evaluador controlaba el sistema del equipo NedsSVE/IBV v-4, y otro el ordenador que adquiría los datos de los IMUs.

Cuando el evaluador indicaba al sistema el inicio de adquisición de datos en el sistema NedsSVE/IBV v-4, se mandaba un pulso al equipo de los IMUs y ambos comenzaban a adquirir datos sincrónicamente. Tras unos segundos (5-10) se le ordenaba al paciente que caminara hasta el otro extremo de la plataforma. Una vez alcanzaba ese extremo, se esperaba de nuevo unos segundos con el paciente parado. Estos segundos de espera, se registraban con el fin de tener una parte inicial y final del registro con el paciente en reposo. Una vez se indicaba al sistema finalizar el registro, se le indicaba al paciente que podía girarse y se repetía el mismo procedimiento, hasta alcanzar al menos, 6 pisadas con cada pie en la plataforma dinamométrica.

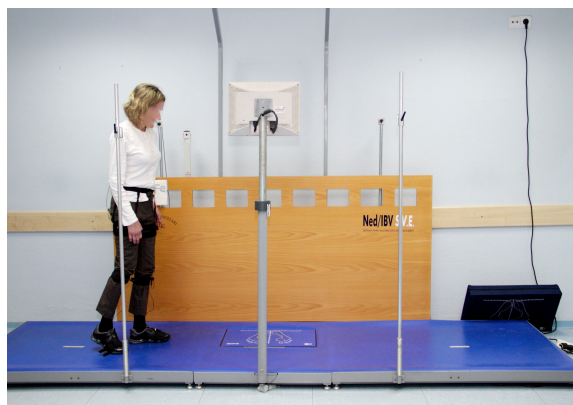


Figura 3. 7. Paciente caminando sobre la plataforma Dinascan600/Ibv.

3.5.6. Procesado de los registros.

Una vez finalizado el registro de la marcha, se exportaban los datos de ambos sistemas para su posterior análisis mediante el programa informático GNU Octave. Se trata de un programa libre para realizar cálculos numéricos. Proporciona capacidades

para la solución numérica de problemas lineales y no lineales, y para realizar otros experimentos numéricos. También proporciona amplias capacidades de gráficos para la visualización y manipulación de datos.

3.6. Cronograma para la recogida de datos.

Para la secuencia de medidas se estableció que los pacientes debían ser valorados al menos en las siguientes fases (tabla 3.3.):

Fase I: se considera que el paciente se encuentra en esta fase cuando ha alcanzado la estabilidad hemodinámica tras el ictus y el riesgo de complicaciones derivadas de éste se minimiza. Normalmente el paciente consigue esta estabilidad hacia las 48-72 horas post-ictus y el intervalo en el que se realizan las mediciones en esta primera fase osciló entre este tiempo y siete días post-ictus.

Fase II: se considera que el paciente se encuentra en esta fase cuando es capaz de alcanzar al menos una postura bipedestación de nivel 3 medida mediante la Escala de Bipedestación del Hospital de Sagunto (BipHS), es decir que ésta sea independiente, sin ayuda del explorador ni ningún apoyo externo, con los ojos abiertos, los pies separados y durante un mínimo de 5s. Por término medio la valoración en esta fase se realizó a los 16 días post-ictus.

Fase III: se considera que el paciente se encuentra en esta fase cuando el paciente ha causado alta médica hospitalaria e inicia el programa de tratamiento ambulatorio en el Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València, aproximadamente entre los 13 y los 27 días tras el ictus.

Fase IV: al mes después de haber iniciado el tratamiento de forma ambulatoria.

Fase V: a los tres meses de evolución desde la fecha del ictus.

Material y Métodos

Fase VI: a los cuatro meses tras el ictus.

Fase VII: a los cinco meses tras el ictus.

Fase VIII: a los seis meses tras el ictus.

FASES DE VALORACIÓN	
Fase 1	Estabilidad hemodinámica.
Fase 2	Consigue bipedestación independiente (BipH \geq 3).
Fase 3	Al inicio del tratamiento ambulatorio.
Fase 4	Al mes tras iniciar el tratamiento ambulatorio.
Fase 5	A los tres meses de evolución tras el ictus.
Fase 6	A los cuatro meses de evolución tras el ictus.
Fase 7	A los cinco meses de evolución tras el ictus.
Fase 8	A los seis meses de evolución tras el ictus.

Tabla 3. 3. Fases de valoración.

La distribución de las escalas así como las medidas instrumentales de los pacientes atendiendo a la fase de valoración en la que se encontrasen se explican en la tabla 3.4.

MEDIDAS		F1	F2	F3	F4-F6-F7	F5-F8
CNS		✓				
ESCALAS DE VALORACIÓN CLÍNICA.	TCT	✓	✓			
	CapHS	✓	✓			
	SedHS	✓	✓			
	BipHS	✓	✓			
	MMT	✓	✓	✓	✓	✓
	MAS		✓	✓	✓	✓
	IMQ		✓	✓	✓	✓
	BBS	✓	✓	✓	✓	✓
	BI	✓	✓	✓	✓	✓
	EVA		✓	✓	✓	✓
	FacHS	✓	✓	✓	✓	✓
	FAC	✓	✓	✓	✓	✓
	TUG		✓	✓	✓	✓
ANÁLISIS CINEMÁTICO			✓	✓	✓	✓

Tabla 3. 4. Distribución de medidas en función de las fases de valoración.

3.7. Análisis de los datos.

3.7.1. Definición de las variables biomecánicas.

Rangos articulares.

Los ángulos articulares se obtuvieron mediante los IMU's a partir de los registros de los giroscopios (Figura 3.8.). Estos dispositivos nos proporcionan información de la velocidad angular a la que está girando el segmento rígido al cual está sujeto.

La velocidad angular del giro de la articulación se ha calculado mediante la substracción de las velocidades angulares relativas

Material y Métodos

al eje común de las velocidades registradas en los dos segmentos adyacentes de acuerdo con la tabla siguiente:

Movimiento	Eje de referencia	Segmento 1	Segmento 2
AA de cadera	Eje antero-posterior	Pelvis	Fémur
FE de cadera	Eje medio-lateral	Pelvis	Fémur
FE de rodilla	Eje medio-lateral	Fémur	Tibia
FE de tobillo	Eje medio-lateral	Tibia	Medio-pie

Tabla 3. 5. Referencias para la obtención de los recorridos articulares en función de la ubicación de los IMU's, el eje anatómico y el movimiento realizado. Se ha abreviado como "AA" al recorrido articular realizado desde abducción a la aducción de cadera, y "FE" al recorrido articular realizado desde la flexión a la extensión en cada una de las articulaciones que se detallan.

Mediante integración numérica de estas velocidades angulares se ha obtenido el rango articular medio durante la realización de los movimientos.

Para evitar las derivas por errores de sesgo en los giroscopios, las velocidades angulares se han filtrado paso-alto con un filtro Butterworth de 5º orden con frecuencia de corte a 0.1Hz.

La integración de la velocidad se ha realizado mediante la aproximación de rectangular (1).

$$\theta(t) = \theta(t - 1) + \omega(t) \cdot \Delta t \quad (1)$$

El rango articular se ha establecido como la diferencia entre el percentil 95 y el percentil 5 de la $\theta(t)$ obtenida.

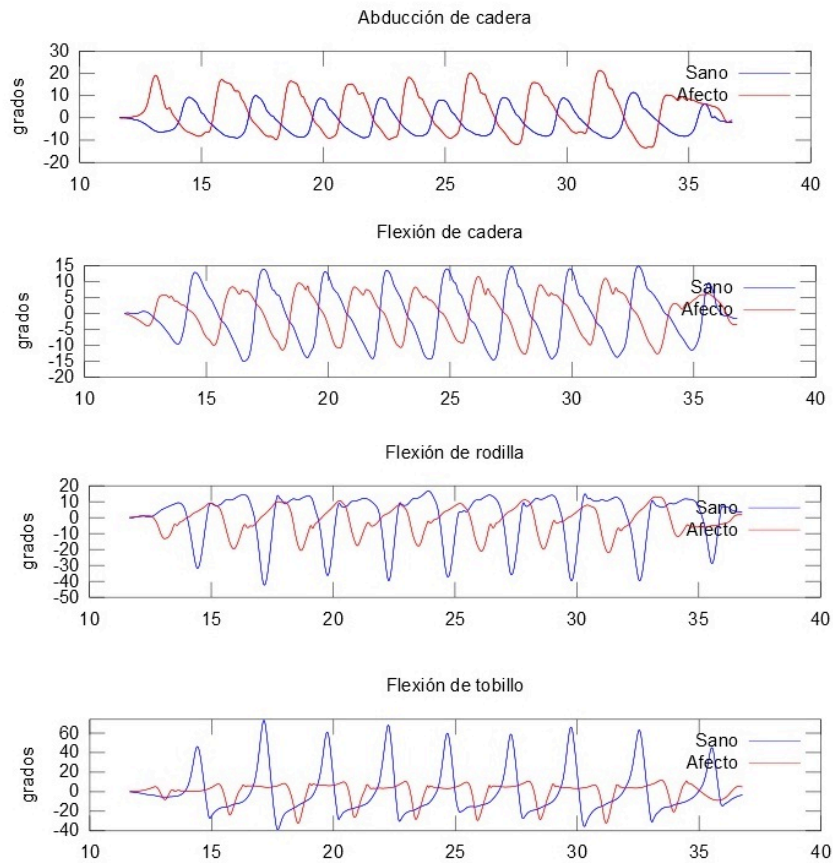


Figura 3. 8. Ejemplos de los rangos articulares de las distintas articulaciones del miembro inferior, registrados durante la marcha de un paciente de la muestra. Para comparar los valores alcanzados, se han superpuesto las representaciones de ambos miembros. Se indica en color rojo los registros que corresponden al miembro afecto y en azul los del miembro sano.

Cadencia.

La cadencia se ha calculado a partir de la señal del giroscopio sujeto al muslo. Siendo la marcha algo cíclico, la señal correspondiente al giroscopio es también una señal cíclica respecto del ciclo de marcha. Por lo tanto, la frecuencia principal de la señal de velocidad angular del giroscopio del

Material y Métodos

muslo será la inversa del tiempo de paso. Por lo tanto, la cadencia se ha calculado de acuerdo con (2), en la que f es la frecuencia principal de la señal del inercial.

$$c = 120 \cdot f \quad (2)$$

Control de pelvis y Desfase.

Dado que la representación de la cadencia en el dominio de la frecuencia, proporciona también el ángulo de fase con respecto al inicio de la medida (comprende valores entre -180° y 180°), se consideró interesante analizar las fases relativas de los IMUs y de esta manera ser capaces de obtener información en promedio del movimiento de un miembro con respecto al otro.

De esta manera, se calcularon los ángulos de desfase tanto en el plano sagital como en el plano frontal. A estas nuevas variables las etiquetamos como “Desfase” para el plano sagital y “Control Pelvis” cuando el cálculo hace referencia al plano frontal (Figura 3.9.).

3.7.2. Estrategia para el análisis de datos.

La estrategia seguida para el análisis de los datos obtenidos mediante el protocolo de valoración, se describe a continuación:

1. Descripción de todas las variables del estudio y comprobación de ajuste a distribución normal de las variables cuantitativas.
2. Estudio de las diferencias en característica principales de la muestra en función del sexo de los participantes.

3. Estudio de la relación entre el tiempo transcurrido desde el ictus y las escalas de valoración clínica.
4. Análisis de la relación existente entre las variables biomecánicas medidas.
5. Estudio de la relación entre las variables biomecánicas y las escalas de valoración funcional. Además se valoró la relación con la velocidad, la cadencia y el tiempo transcurrido desde el ictus.
6. Discriminación entre niveles de la relación entre las variables biomecánicas y las escalas de valoración funcional.

El análisis estadístico se realizó mediante la aplicación informática "R" y se utilizaron los siguientes test:

- 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 el estudio de la asociación entre variables cuantitativas con ajuste a una distribución normal.
- Análisis de correlaciones, método de Spearman para el 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 las variables cinemáticas.
- Las pruebas post-hoc para el análisis de las diferencias entre niveles se realizaron mediante el método Holm.

- A la hora de analizar los datos obtenidos mediante las escalas clínicas, se siguieron dos estrategias distintas. Para las escalas funcionales con pocos niveles (MMT,MAS,FAC,FACHS), se ajustó un modelo multinomial para estudiar las relaciones entre el mes de alta y la propia escala (en este caso la escala se ha considerado como una variable categórica).

Para el resto de las escalas, se ha analizado la dependencia respecto de los meses de alta mediante un modelo lineal general donde la escala se ha considerado como una variable numérica.

3.7.3. Análisis mediante árboles de decisión.

Los árboles de decisión son una herramienta que utiliza la lógica inductiva para establecer las relaciones de los contenidos de una base de datos. En el presente trabajo se utilizaron árboles de decisión borrosos, esto nos permitió trabajar tanto con variables continuas como discretas. En el caso de las variables continuas se "borrosificaron" en un conjunto discreto de variables de salida.

Utilizando el análisis mediante árboles de decisión lo que se intentó es evidenciar no tanto las relaciones entre las variables tal y como anteriormente se realizó mediante el PCA, sino las dependencias de unas variables con otras.

Material y Métodos

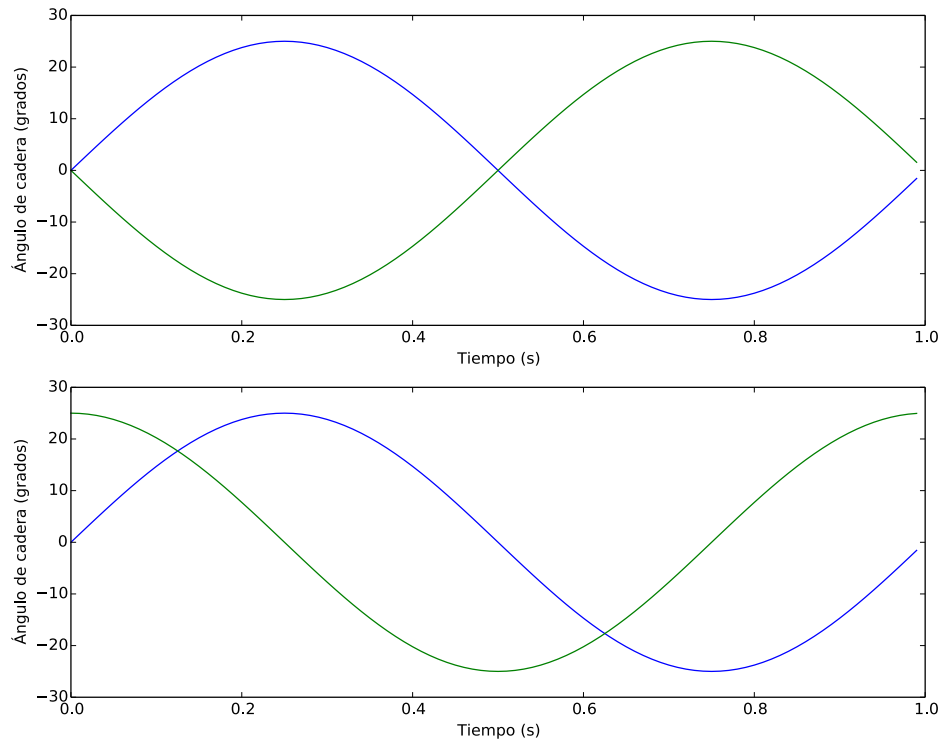


Figura 3. 9. Representación de los ángulos de las fases relativas respecto a la posición neutra para cada uno de los miembros durante el ciclo de marcha. Se han analizado los grados de fase teniendo en cuenta los valores medidos por los IMU's situados sobre ambos fémures (ICCM-20 e ICCM-30). Cada uno de los miembros se indica en un color distinto. En la imagen superior se muestra un ejemplo del promedio del movimiento de un miembro respecto al otro con valores altos de desfase. En la imagen inferior, se muestra el mismo caso, con valores bajos de desfase entre miembros.

RESULTADOS

4. RESULTADOS.

A continuación, tras la descripción de las características de los pacientes que conformaron la muestra del estudio (punto 4.1.), se presentan los resultados obtenidos en este trabajo.

El contenido de éstos se ha dividido en cuatro partes en función de la secuencia seguida para realizar el análisis de los datos:

- En primer lugar se muestra los resultados obtenidos cuando analizamos los niveles funcionales de las escalas de valoración en función del tiempo transcurrido desde el alta hospitalaria (punto 4.2.).
- Seguidamente se analizan correlaciones entre las variables biomecánicas estudiadas en ambos miembros inferiores y se definen tres nuevas variables mediante el Análisis de componentes principales (PCA) (punto 4.3.).
- En tercer lugar se muestran las relaciones halladas entre las escalas de valoración funcional y las variables biomecánicas cinemáticas. (punto 4.4.).
- Por último, se presentan los resultados que hacen referencia al análisis de las relaciones existentes para las tres nuevas variables definidas o componentes principales (CP), respecto a las escalas de valoración funcional (punto 4.5.).

4.1. Descripción de la muestra.

La distribución de los treinta y ocho pacientes incluidos en el estudio fue equitativa respecto al sexo, 19 eran hombres y 19 mujeres. En cuanto a la causa del ictus, 33 fueron del tipo isquémico y en cinco fue una hemorragia la que causó el daño cerebral. En la tablas 4.1., 4.2. y 4.3., se muestra la distribución

Resultados

de los pacientes estudiados atendiendo al sexo, edad, índice de masa corporal (IMC), etiología y hemicuerpo afecto.

	Hombres				Mujeres			
	Media	Desv.Est.	Mín.	Máy.	Media	Desv.Est.	Mín.	Máy.
Edad	64,05	15,14	34	82	67,47	15,13	39	86
IMC	28,33	4,31	19,53	36,45	28,52	6,32	8,71	42,03

Tabla 4. 1. Distribución por edad, sexo e índice de masa corporal (IMC).

Sexo	Etiología		Total
	Hemorrágico	Isquémico	
H	2	17	19 (50 %)
M	3	16	19 (50 %)
Total	5 (13,1%)	33 (86,8 %)	38

Tabla 4. 2. . Distribución por sexo y hemicuerpo afecto.

Sexo	Hemicuerpo		Total
	Derecho	Izquierdo	
H	10	9	19 (50 %)
M	10	9	19 (50 %)
Total	20 (52,6 %)	18 (47,3%)	38

Tabla 4. 3. Distribución por sexo y etiología.

La figura 4.1. muestra el histograma de la distribución por edad de la población estudiada. En él, se puede apreciar, una distribución bimodal con un máximo relativo hacia los 48 años y otro entorno a los 74 años. En la figura se muestra tanto el histograma como la estimación mediante kernel de la función de distribución.

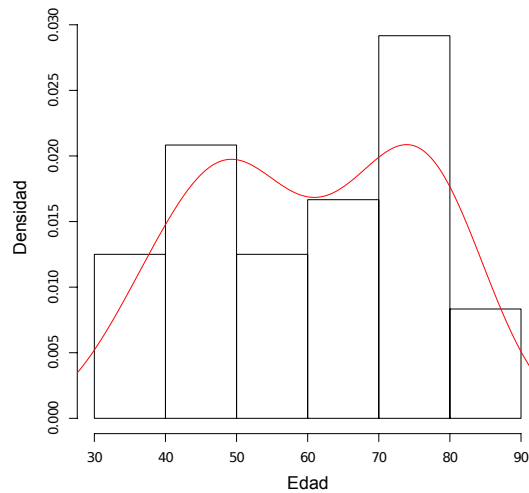


Figura 4. 1. Histograma de la distribución por edad.

En la tabla 4.4. se muestran los datos referentes al tiempo transcurrido desde el ictus hasta el alta hospitalaria (DALTA) y desde el alta al inicio de la rehabilitación ambulatoria (DARHB). La tabla 4.5. muestra la media de días transcurridos desde que el individuo sufre el ictus hasta que es valorado en cada una de las fases del estudio.

Resultados

	Hombres				Mujeres			
	Media.	Desv.Est.	Mín.	Máx.	Media.	Desv.Est.	Mín.	Máx.
DALTA	8,11	2,68	5,00	15,00	11,95	6,50	5,00	30,00
DARHB	5,00	2,85	0,00	11,00	7,68	6,05	2,00	29,00

Tabla 4. 4. Días transcurridos desde el ictus hasta el alta (DALTA) y hasta el inicio del tratamiento ambulatorio (DARHB).

	Media	Desv.Est.
F1	5,84	2,34
F2	16,44	10,92
F3	20,23	7,00
F4	55,79	20,60
F5	92,48	4,62
F6	125,25	7,61
F7	154,09	3,52
F8	185,50	68,84

Tabla 4. 5. Días transcurridos desde el ictus hasta la valoración del paciente en cada una de las fases de valoración.

4.2. Descripción de los resultados obtenidos al analizar los niveles funcionales de las escalas de valoración clínica y el tiempo de evolución.

Con el fin de analizar la dinámica de recuperación del paciente y poder evidenciar, entre qué fases de medidas se producen los cambios más relevantes (si los hubiera), a continuación, se muestran tanto los resultados de las pruebas a posteriori (post-hoc), de la relación de las escalas clínicas en función del tiempo de evolución, como las representaciones gráficas de las medias

marginales de los valores medidos para cada una de las escalas clínicas.

El análisis de los datos, respecto a las escalas clínicas de valoración, ofreció una gran variabilidad durante las primeras fases de medidas (F1 y F2). Éstas, corresponden a los primeros días tras el ictus y lógicamente, al periodo más agudo del proceso en el que el paciente se encuentra, de forma general, en un peor estado orgánico y funcional. Por tanto, los datos medidos en las distintas fases de valoración, ofrecen mayor robustez a partir de que los pacientes estuvieran más estabilizados funcionalmente. En nuestros registros coincide con el inicio del tratamiento ambulatorio (F3). Hemos asignado el valor "0" a este momento sabiendo que, por término medio, los pacientes son valorados en esta fase a los 20 días tras sufrir el ictus.

4.2.1. Resultados obtenidos al analizar las medidas de la de la función corporal y el tiempo de evolución.

En este epígrafe se muestra la evolución temporal de las medidas obtenidas para el Test Muscular Manual (MMT) y para la Escala de Asworth Modificada (MAS).

Test Muscular Manual, MMT.

La distribución del MMT respecto al mes de alta, muestra cómo la fuerza en los grupos musculares estudiados (psoas, cuádriceps y tibial anterior) experimenta una clara evolución a través del tiempo (figura 4.2.), observándose diferencias significativas desde la situación basal (mes 0) y las situaciones tras el segundo mes post-alta (Tabla 4.6).

Resultados

Niveles	Diferencia	Chisq	Pr (>Chisq)
0-2	0,277	12,5	<0,01
0-3	0,335	9,9	0,02
0-5	0,325	15,4	<0,01

Tabla 4. 6. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con MMT y mes de alta como factores.

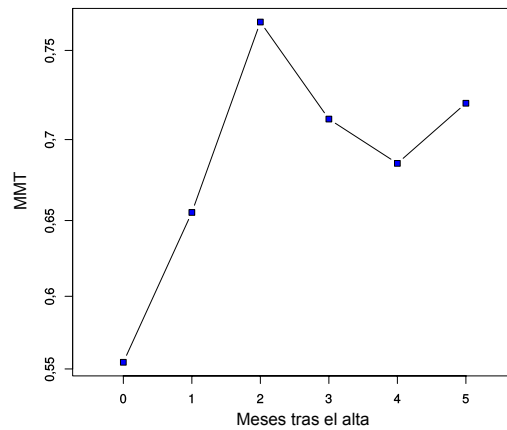


Figura 4. 2. Representación gráfica de las medias marginales de la MMT con mes tras alta hospitalaria como factor.

Escala de Asworth Modificada, MAS.

La distribución de MAS que se representa en la figura 4.3. muestra cómo los pacientes incluidos no mostraron, por término medio, un incremento significativo del tono normal en los grupos musculares medidos durante el tiempo de estudio. No se han hallado diferencias entre fases ($p=0,11$).

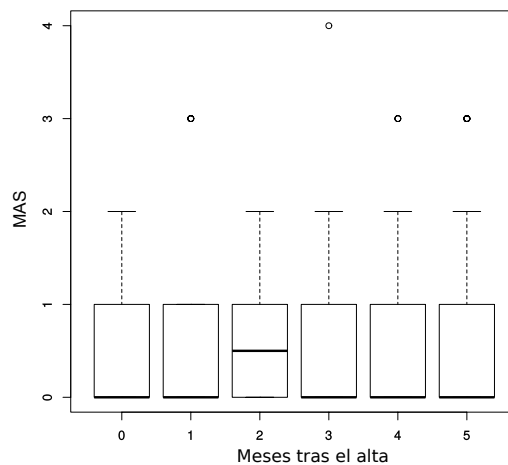


Figura 4. 3. Representación gráfica de los valores medidos para la MAS en los grupos musculares que realizan la flexión plantar del tobillo, la extensión de rodilla, y la flexión de cadera del miembro afecto, respecto a los meses transcurridos tras el alta hospital.

4.2.2. Resultados obtenidos al analizar los niveles de la actividad funcional motora y el tiempo de evolución.

A continuación, se muestra la evolución temporal de las medidas obtenidas para las escalas que miden la actividad funcional motora: Clasificación funcional de la marcha del Hospital de Sagunto (FACHS), Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (FAC), Escala de

Resultados

Equilibrio de Berg (BBS), Test "Time Up and Go" (TUG), Índice de Barthel de las Actividades Básicas de la Vida Diaria (BI).

Clasificación funcional de la marcha del Hospital de Sagunto, FACHS.

Los resultados de FACHS indican que, para los pacientes incluidos en la muestra de estudio, la relación entre los valores medios medidos con esta escala sigue una progresión ascendente (figura 4.4.). Las pruebas post-hoc del test de Anova, muestran diferencias significativas entre la situación basal y el primer mes post-alta con respecto a los meses posteriores (tabla 4.7.).

Niveles	Diferencia	Chisq	Pr (>Chisq)
0-1	0,259	29,3	<0,01
0-2	0,191	36,1	<0,01
0-3	0,137	68,5	<0,01
0-4	0,124	81,2	<0,01
0-5	0,146	92,4	<0,01
1-3	0,312	9,3	0,02
1-4	0,287	12,7	<0,01
1-5	0,327	9,9	0,01

Tabla 4. 7. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con FACHS y mes de alta hospitalaria como factores.

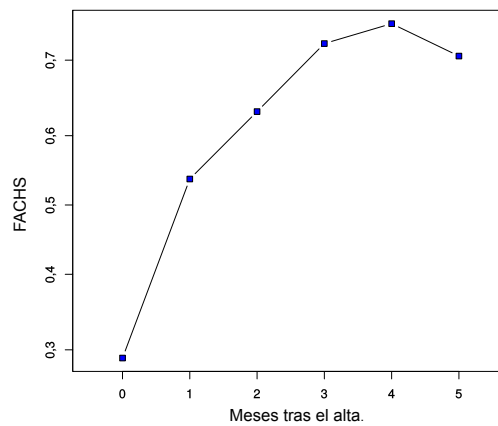


Figura 4. 4. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con FAC y mes de alta hospitalaria como factores.

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

Los resultados de FAC ofrecen resultados casi idénticos a los obtenidos mediante la FACHS, repitiéndose el patrón evolutivo de recuperación de la marcha durante el tiempo de estudio (tabla 4.8.; figura 4.5.).

Niveles	Diferencia	Chisq	Pr (>Chisq)
0-1	0,194	51,8	<0,01
0-2	0,116	61,2	<0,01
0-3	0,098	88,7	<0,01
0-4	0,078	108,1	<0,01
0-5	0,078	142,2	<0,01
1-3	0,312	8,5	0,03
1-4	0,255	15,1	<0,01
1-5	0,260	17,8	<0,01

Tabla 4. 8. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con FAC y mes de alta como factores.

Resultados

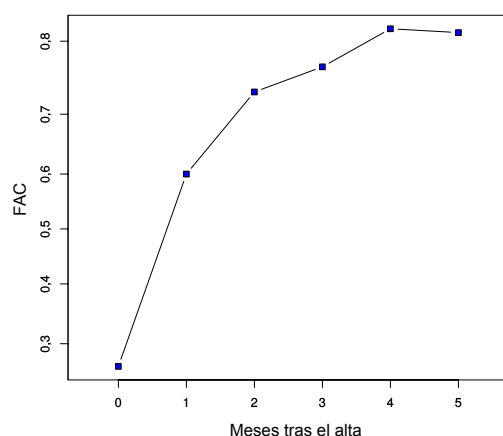


Figura 4. 5. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con FAC y mes de alta hospitalaria como factores.

Escala de Equilibrio de Berg, BBS.

Los resultados para BBS, muestran la relación existente entre los valores medios medidos y el tiempo de evolución cuantificado en meses de alta (tabla 4.9.). La curva de evolución (figura 4.6.) sigue una tendencia positiva a lo largo del tiempo medido, mostrando diferencias significativas en las pruebas post-hoc del test Anova, entre la situación basal y el primer mes post-alta con respecto a los meses posteriores.

Niveles	Diferencia	F	Pr(>F)
0-2	-22,684	33,220	<0,01
0-3	-26,068	36,611	<0,01
0-5	-28,362	82,231	<0,01
1-3	-21,587	7,897	0,03
1-5	-23,878	11,354	<0,01

Tabla 4. 9. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con BBS y mes de alta hospitalaria como factores.

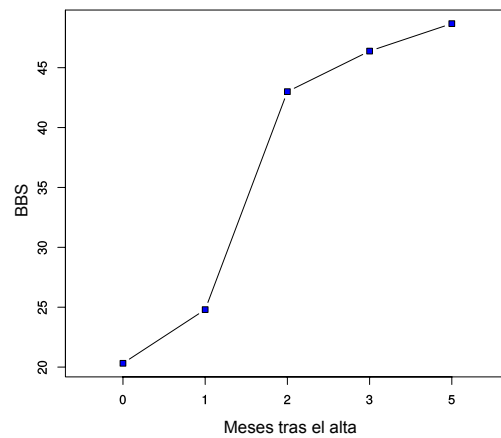


Figura 4. 6. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con BBS y mes de alta hospitalaria como factores.

Test “Time Up and Go”, TUG.

La prueba Anova indica que no se han hallado diferencias significativas ($p=0,7$) para este test a lo largo de seis meses de evolución. No obstante, se ha objetivado la existencia de correlación entre el tiempo empleado en realizar el test y los meses de alta transcurridos (figura 4.7.), cuantos más meses han transcurrido desde el ictus, el sujeto es capaz de realizar el test con mayor velocidad.

Resultados

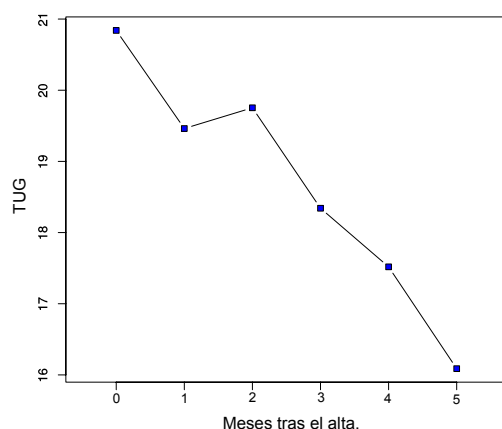


Figura 4. 7. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con TUG y mes de alta hospitalaria como factores.

Índice de Barthel de las Actividades Básicas de la Vida Diaria, (BI).

Los resultados del BI describen cómo la dinámica de recuperación del paciente se realiza de manera rápida en las primeras fases (hasta los 3 meses tras el alta), para después, a pesar de continuar alcanzando cada vez niveles funcionales más altos, se ralentiza hasta alcanzar los 6 meses post-alta (figura 4.8.). Así, las diferencias significativas, según las pruebas post-hoc, corresponden a la situación basal y el primer mes tras el alta con respecto a los meses posteriores (tabla 4.10.).

Niveles	Diferencia	F	Pr(>F)
0-1	-28,626	42,105	<0,01
0-2	-37,294	48,494	<0,01
0-3	-39,150	70,065	<0,01
0-4	-39,993	79,969	<0,01
0-5	-43,475	123,429	<0,01
1-5	-14,849	8,473	0,04

Tabla 4. 10. Resultados de las pruebas post-hoc del test de Anova con Barthel y mes de alta como factores.

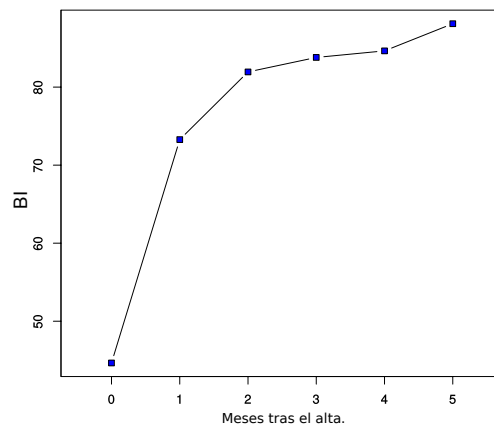


Figura 4. 8. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas con BI y mes de alta hospitalaria como factores.

En resumen, los resultados obtenidos y las representaciones gráficas de los valores medidos mediante las escalas de valoración indican que, de manera general, los principales cambios en referencia a la fuerza muscular, el equilibrio y la capacidad para caminar, se producen, durante los tres primeros meses tras el ictus.

Por su parte las pruebas post-hoc del test de Anova indican del mismo modo que las diferencias significativas se encuentran entre la situación basal y el primer mes post-alta respecto a los meses sucesivos. En caso de que las hubiera a partir de este tiempo, éstas, eran más pequeñas de lo que pudimos medir mediante las escalas.

Resultados

4.3. Análisis de las correlaciones entre las variables biomecánicas estudiadas en ambos miembros inferiores.

A continuación, se muestran todas las posibles correlaciones entre las variables biomecánicas cinemáticas estudiadas de ambos miembros. Como se observa en la tabla 4.11., independientemente de las dos nuevas variables definidas por nosotros (Control-Pelvis y Desfase), el resto de las variables cinemáticas que hacen referencia a los rangos articulares de ambos miembros, bien están relacionadas significativamente entre sí, bien se encuentran al límite de la significación estadística.

	AA. Cad S.	AA. Cad P.	FE. Cad S.	FE. Cad P.	FE. Rod S.	FE. Rod P.	FE. Tob S.	FE. Tob P.	Ctrl. Pelvis.
AA. Cad S.									
AA. Cad P.	0,334 <0,01								
FE. Cad S.	0,1544 0,2232	0,5501 <0,01							
FE. Cad P.	0,3376 <0,01	0,2053 0,1037	0,7121 <0,01						
FE. Rod S.	0,2082 0,0988	0,552 <0,01	0,87 <0,01	0,5804 <0,01					
FE. Rod P.	0,2445 0,2445	0,3713 <0,01	0,621 <0,01	0,6627 <0,01	0,5862 <0,01				
FE. Tob S.	0,0555 0,0555	0,6277 <0,01	0,5895 <0,01	0,2464 0,0497	0,6721 <0,01	0,405 <0,01			
FE. Tob P.	0,2413 0,2413	-0,237 0,0586	0,7275 0,7275	0,4579 <0,01	-0,090 0,4761	0,391 <0,01	-0,496 <0,01		
Ctrl. Pelvis	-0,284 0,0238	-0,161 0,209	0,087 0,496	0,179 0,161	0,106 0,409	0,179 0,161	0,106 0,409	0,071 0,578	0,103 0,423
Desfase	-0,116 0,364	-0,112 0,381	-0,022 0,866	-0,077 0,546	-0,003 0,981	-0,038 0,766	-0,067 0,602	0,103 0,423	0,144 0,261

Tabla 4. 11. Resultados de las correlaciones realizadas entre las variables biomecánicas de ambos miembros, el Control-Pelvis y el Desfase. Se han sombreado en amarillo las variables para las que se halló significación estadística y en verde las que se hallan al límite de la significación.

El hecho de que la mayoría de las variables biomecánicas estudiadas estuvieran relacionadas entre sí, dificultaba el análisis de los datos y la extracción de conclusiones. Con el objetivo de poder destacar mejor las similitudes y diferencias entre las variables y facilitar de esta forma su estudio, se llevó a cabo un Análisis por componentes principales (PCA). Esta herramienta estadística permite, mediante la combinación lineal de las variables originales, definir nuevas variables independientes a las que se denominan componentes principales (CP).

En nuestro caso, para identificar cuáles de estos componentes explicaban el mayor porcentaje de la varianza, se realizó un gráfico de sedimentación de los valores propios de las variables cinemáticas estudiadas. En él, comprobamos, que son tres los componentes principales cuyo autovalor es mayor que uno (figura 4.9.) y que explicaban el mayor porcentaje de la varianza (Criterio Kaiser). Por tanto, para estudiar las contribuciones de las variables a cada uno de los ejes extraídos, se escogieron los tres primeros (Scree-test de Cattell).

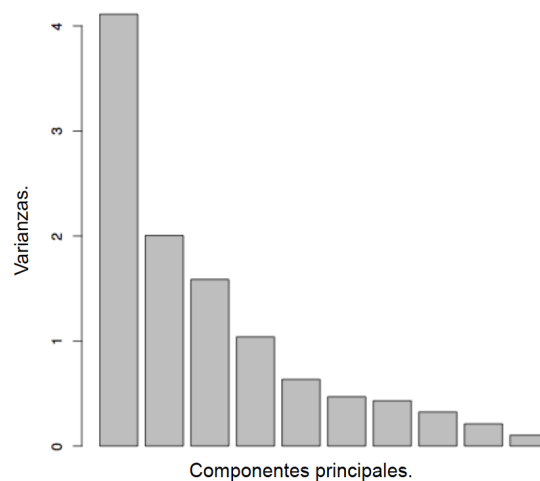


Figura 4. 9. Diagrama de sedimentación del Análisis de los componentes principales de las variables cinemáticas donde se observa que son tres los componentes que tienen un autovalor superior a 1 y que, entre los tres, explican el mayor porcentaje de la varianza.

Resultados

En la tabla 4.12., se muestra la contribución de las variables biomecánicas estudiadas respecto a los tres componentes principales seleccionados. La carga o contribución de cada una de las variables biomecánicas a la explicación de la variabilidad para cada componente principal, es la correlación existente entre la variable original y un factor obtenido mediante la combinación lineal de todas las variables originales.

	PC1	PC2	PC3
Cadencia	0,25071943	0,25976097	-0,39039106
FE Cadera S	-0,44599228	0,03924166	-0,11046431
FE Rodilla S	-0,44124539	-0,04943857	-0,1457891
FE Tobillo S	-0,34645009	-0,32840258	-0,28283823
FE Cadera P	-0,35448169	0,37803526	0,05667948
FE Rodilla P	-0,36788888	0,29822447	-0,04916454
FE Tobillo P	-0,01915694	0,6376476	0,24961682
AA Cadera S	-0,18722705	0,05569651	0,55074576
AA Cadera P	-0,34352048	-0,29856379	0,07524667
Desfase	0,08534488	-0,08459748	-0,03781055
Ctrl-Pelvis	-0,04236707	0,28783637	-0,59648107

Tabla 4. 12. Contribución de las variables biomecánicas a la explicación de la variabilidad para cada componente principal. Se han sombreado los valores de las variables biomecánicas con mayor carga en cada uno de los componentes principales seleccionados.

Para facilitar la interpretación de los CP seleccionados se realizó un primer biplot con los dos primeros ejes (figura 4.10.) y un segundo biplot formado con el primer y tercer eje (figura 4.11.). El biplot es una representación lineal simultánea de las nubes de puntos multidimensional que surgirían de relacionar las variables entre sí. Con estas representaciones se pretende identificar cuál o cuáles de las variables cinemáticas contribuyen más a cada uno de los ejes. De esta forma, en nuestro análisis, se pudo comprobar que, las variables biomecánicas con mayor contribución al eje1 fueron la flexo-extensión de cadera y la flexo-extensión de rodilla del hemicuerpo no afecto (FE.CaderaS y FE.RodillaS). Para el eje2, la mayor contribución vino definida, sobre todo, por la flexo-extensión del tobillo patológico (FE.TobilloP) y en menor medida por el control de la pelvis (Control-Pelvis) y para el eje3, la variable con mayor carga fue claramente el control de la pelvis (Control-Pelvis).

Resultados

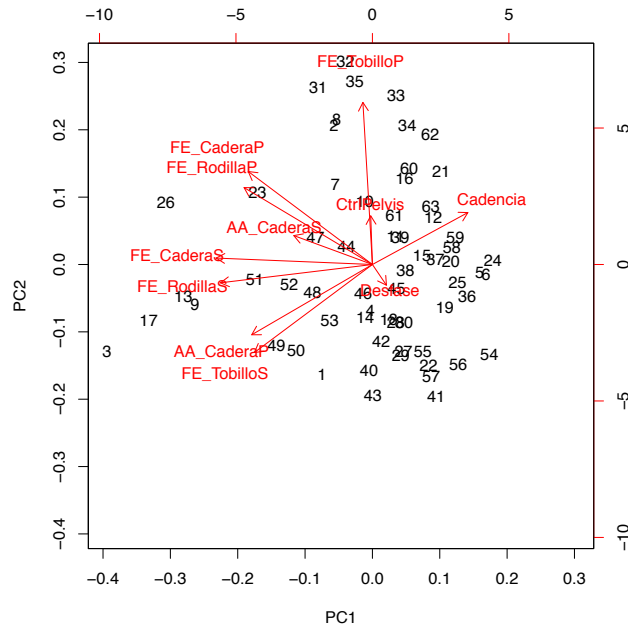


Figura 4. 10. Distribución de los componentes principales de los parámetros cinemáticos de la marcha para el eje1 con respecto al eje2, con la rotación Varimax de los ejes. Se observa cómo las variables cinemáticas que más contribuyen al eje 1, son la flexo-extensión de cadera y de rodilla del miembro no afecto (FE.CaderaS y la FE.RodillaS). Para el eje2, la variable con mayor contribución es principalmente la flexo-extensión del tobillo afecto (FE.TobilloP) y en menor medida el control-pelvis (en la figura se abrevia como CtrlPelvis).

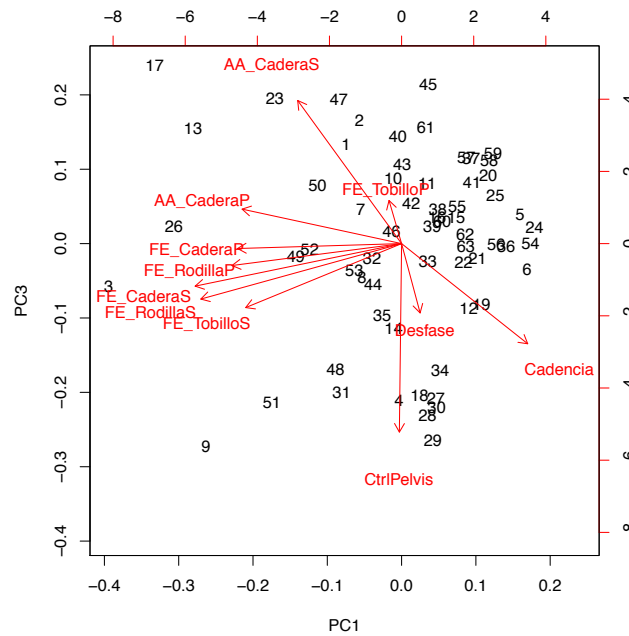


Figura 4. 11. Distribución de los componentes principales de los parámetros cinemáticos de la marcha para el eje1 con respecto al eje3, con la rotación Varimax de los ejes. Se observa cómo la variable cinemática con una mayor contribución al eje3 es el control-pelvis en la figura se abrevia como (CtrlPelvis).

4.4. Análisis de las correlaciones entre las variables biomecánicas cinemáticas estudiadas y las escalas de valoración funcional.

Para averiguar la relación entre las variables biomecánicas y las escalas de valoración funcional, en primer lugar realizamos, de forma sistemática, un análisis estadístico mediante correlaciones. Los resultados de éste, nos muestran las tendencias en estas relaciones (punto 4.4.1.).

Posteriormente, para comprobar que determinados valores de las variables biomecánicas estudiadas, se corresponden realmente con determinados niveles funcionales en las escalas

Resultados

de valoración, se analizaron estas relaciones mediante el análisis de la varianza (Anova). En aquellos casos en los que se halló alguna diferencia significativa, se realizaron además, pruebas a posteriori (post-hoc) para objetivar entre qué valores de las escalas clínicas se encontraban estas diferencias (punto 4.4.2).

4.4.1. Análisis de las correlaciones existentes entre las variables biomecánicas estudiadas y las escalas de valoración funcional.

Se han realizado todas las correlaciones posibles entre las variables biomecánicas y las escalas funcionales medidas. Además, se han estudiado las relaciones existentes entre las variables biomecánicas y los días transcurridos desde el alta hospitalaria, la cadencia y la velocidad de marcha. A continuación, se explican todas aquellas correlaciones para las que se ha obtenido significación estadística. En la tabla 4.13., se muestran los valores obtenidos en cada una de éstas.

- Respecto al Índice de Barthel (BI).

La flexo-extensión del tobillo del miembro afecto (FE.TobilloP), es la única variable que muestra una relación significativa con la recuperación de la independencia del individuo en las ABVD medida mediante el Índice de Barthel (BI).

- Respecto a la Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital General de Massachusetts (FAC).

La flexo-extensión del tobillo patológico y la capacidad para desplazar el centro de gravedad corporal hacia uno u otro miembro (Control-Pelvis) son las únicas variables que muestran relación significativa con la capacidad para caminar medida mediante la FAC.

- Respecto a la Clasificación Funcional de la Marcha del Hospital de Sagunto.

Las variables biomecánicas que se relacionan de forma significativa, con la capacidad para caminar medida mediante la

FACHS, son la flexo-extensión de la rodilla y del tobillo del miembro patológico y el control de la pelvis (FE.RodillaP, FE.TobilloP y Control-Pelvis).

- Respecto al test “Time Up and Go” (TUG).

Las variables biomecánicas que se relacionan de forma significativa con la capacidad para levantarse de una silla, caminar tres metros, girar, volver sobre la misma línea y sentarse, medida mediante la TUG, son, además del Control-Pelvis, todos los rangos articulares de flexo-extensión del miembro pléjico: cadera, rodilla y tobillo (FE.CaderaP, FE.TobilloP y FE.RodillaP).

- Respecto al Test Muscular Manual (MMT).

La fuerza muscular medida mediante el MMT, se relaciona de manera significativa con los rangos articulares de flexo-extensión de la cadera, rodilla y tobillo del miembro pléjico (FE.CaderaP, FE.RodillaP y FE.TobilloP). Así mismo esta escala se relaciona significativamente con el Control-Pelvis.

- Respecto a la Escala de Ashword Modificada (MAS).

El aumento del tono muscular medido mediante la MAS, muestra una relación significativa con los rangos articulares medidos en la rodilla y en el tobillo patológicos (FE.RodillaP y FE.TobilloP).

- Respecto a la cadencia de la marcha.

La cadencia se relaciona de manera significativa con todos los rangos articulares de flexo-extensión del miembro no afecto (FE.CaderaS, FE.RodillaS y FE.TobilloS), con la abducción-aducción de ambas caderas (AA.CaderaP y AA.CaderaS) y con el Control-Pelvis.

- Respecto a la velocidad de marcha.

La velocidad de la marcha, se relaciona de manera significativa, además de con el control de la pelvis (Control-Pelvis), con todas las variables biomecánicas correspondientes a los rangos de

Resultados

flexo-extensión del miembro pléjico (FE.CaderaP, FE.RodillaP y FE.TobilloP)

De forma global, según se aprecia en la tabla 4.13., las variables biomecánicas correspondientes al miembro inferior afecto, son las que presentan mayores diferencias estadísticamente significativas respecto a las escalas de valoración medidas. Destaca sobre todas las variables la FE.TobilloP, puesto que es la que se relaciona significativamente con todas las escalas medidas.

	D.Alta	BI	FAC	FACHS	TUG	MMT	MAS	Cadenc.	Veloc.
FE. Cad.S.	r=0,312 p=0,013							r=-0,404 p<0,01	
FE. Rod.S.								r=-0,416 p<0,01	
FE. Tob.S.								r=-0,259 p=0,038	
AA. Cad.S.								r=-0,364 p<0,01	
FE. Cad.P.	r=-0,244 p=0,05				r=0,396 p<0,01	r=0,279 p=0,025			r=0,378 p<0,01
FE. Rod.P.				r=0,251 p=0,045	r=-0,368 p<0,01	r=0,465 p<0,01	r=-0,463 p<0,01		r=0,430 p<0,01
FE. Tob.P.		r=0,287 p=0,021	r=0,330 p<0,01	r=0,273 p=0,029	r=-0,327 p<0,01	r=0,425 p<0,01	r=-0,361 p<0,01		r=0,556 p<0,01
AA. Cad.P.								r=-0,219 p<0,01	
Crtl. Pelvis			r=0,003 p<0,01	r=0,273 p=0,013	r=-0,522 p<0,01	r=0,287 p=0,021		r=0,385 p<0,01	r=0,488 p<0,01

Tabla 4. 13. Correlaciones significativas entre las variables biomecánicas, las escalas funcionales, los días de alta, la cadencia y la velocidad. Se detallan únicamente aquellas relaciones significativas, los resultados completos se muestran en el apéndice documental. Se han coloreado en verde las casillas correspondientes a las correlaciones entre las variables biomecánicas del miembro sano y las escalas de valoración funcional y en morado las correspondientes al miembro afecto. En naranja, se han coloreado las correlaciones correspondientes a la variable Control-Pelvis (en la tabla se ha abreviado como Ctrl.Pelvis).

4.4.2. Análisis de las relaciones entre las variables biomecánicas y las escalas de valoración funcional, mediante Anovas y pruebas pos-hoc. Discriminación de los niveles de las escalas clínicas en los que se encontraban estas diferencias.

Mediante los test descritos en el capítulo de material y métodos, se han analizado todas las relaciones posibles entre las variables biomecánicas y las escalas de valoración funcional. En la tabla 4.14., se resumen los resultados del análisis de correlaciones para aquellas variables que han mostrado diferencias significativas. En los siguientes puntos, se explican las diferencias halladas entre los diferentes niveles de las escalas de valoración funcional para estas variables, y se representan gráficamente los valores de las medias marginales para el test de Anova con las distintas escalas como factor. La totalidad de las relaciones se recogen en el apéndice documental.

	FAC	FACHS	MMT	MAS
FERodillaP	r= 3,451 p= 0,038	r= 3,140 p= 0,032	r= 4,095 p= < 0,01	r= 6,260 p= < 0,01
FETobilloP	r= 7,369 p= < 0,01	r=3,511 p= 0,020		
Ctrl-Pelvis	r= 4,594 p= 0,014			

Tabla 4. 14. Resultados de las correlaciones de las variables biomecánicas para aquellas variables cinemáticas que han mostrado diferencias significativas respecto a las escalas de valoración funcional.

Resultados

4.4.2.1. Relaciones de la flexo-extensión de la rodilla patológica (FE.RodillaP) respecto a las escalas de valoración funcional.

- En relación al MMT.

Respecto al MMT se han encontrado diferencias significativas en la prueba Anova ($r= 4,095$; $p<0,01$) para la FE.RodillaP (tabla 4.14.). Las pruebas post-hoc (tabla 4.15.), muestran cómo las principales diferencias se encuentran entre el nivel 0 y el resto de los niveles medidos. La figura 4.12., muestra una clara correspondencia entre una mayor fuerza muscular medida con el MMT y mayores rangos articulares alcanzados en la flexo-extensión de la rodilla patológica (FERodillaP).

MMT			
Niveles	Diferencia	F	Pr(>F)
0-5	-22,737	11,185	0,014

Tabla 4. 15. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con MMT como factor.

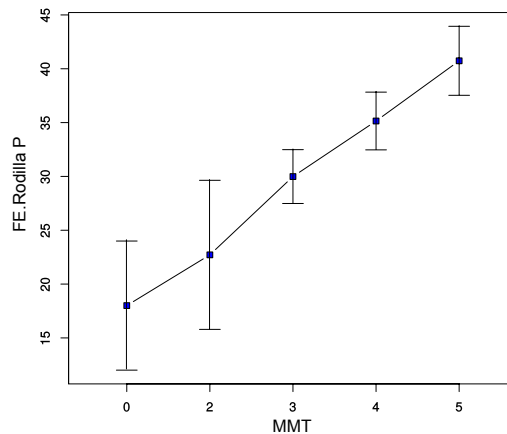


Figura 4. 12. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con MMT como factor.

- En relación con la MAS.

Se han encontrado diferencias significativas en la prueba Anova ($r=6,260$; $p<0,01$), para la FE RodillaP respecto a la MAS. En la tabla 4.16., se muestra que las principales diferencias se encuentran entre el nivel 0 y los niveles 2 y 3, y entre el nivel 1 y el nivel 2. En la figura 4.13., podemos ver que aquellos pacientes que presentaban mayor espasticidad en los grupos musculares medidos mediante la MAS, alcanzaban menores rangos de flexo-extensión de la rodilla del miembro afecto (FERodillaP).

MAS			
Niveles	Diferencia	F	Pr(>F)
0-2	16,585	13,435	<0,01
0-3	18,700	7,127	0,04
1-2	13,891	6,496	0,05

Tabla 4. 16. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con MAS como factor.

Resultados

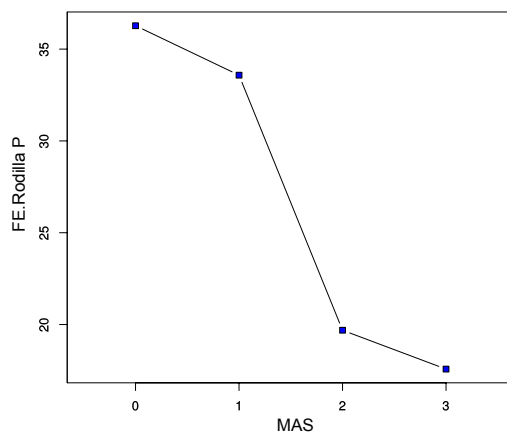


Figura 4. 13. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con MAS como factor.

- En relación a la FAC y la FACHS.

La FE.RodillaP ha mostrado diferencias significativas con las dos escalas utilizadas para valorar la marcha: FAC ($r=3,451$; $p=0,04$) y FACHS ($r=3,140$; $p=0,03$), (tabla 4.14).

Las pruebas post-hoc realizadas indican que las principales diferencias se observan entre los niveles 4-5 para la FAC (tabla 4.17.). En la figura 4.14., podemos apreciar cómo los valores más altos en la escala FAC se corresponden con mayores rangos articulares en la flexo-extensión de la rodilla del miembro afecto.

Respecto a la FACHS, no se han encontrado diferencias significativas entre los niveles medidos.

FAC			
Niveles	Diferencia	F	Pr(>F)
4-5	-9,398	6,739	0,035

Tabla 4. 17. Resultados de la pruebas post-hoc del test de Anova de la FE.RodillaP con FAC como factor.

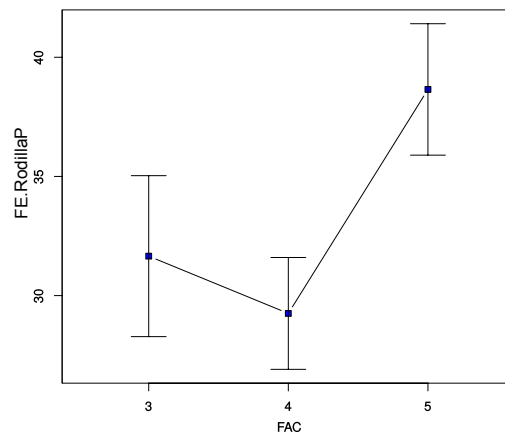


Figura 4. 14. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.RodillaP con FAC como factor.

4.4.2.2. Relaciones de la flexo-extensión del tobillo patológico (FE.TobilloP) respecto a las escalas de valoración funcional.

- En relación a la FAC y la FACHS.

La FE.TobilloP ha mostrado diferencias significativas en la prueba Anova respecto a la FAC ($r= 7,769$; $p<0,01$) y la FACHS ($r= 3,511$; $p=0,020$).

Las pruebas post-hoc realizadas indican que las principales diferencias para la FAC, se observan entre los niveles 3-5 y 4-5 (tabla 4.18.). La figura 4.15., muestra cómo los valores más

Resultados

altos en la escala FAC se corresponden con mayores rangos articulares en la flexo-extensión del tobillo del miembro afecto (FETobilloP). No se han encontrado diferencias significativas entre niveles para la FACHS.

Niveles	FAC		
	Diferencia	F	Pr(>F)
3-5	-22,787	6,284	0,030
4-5	-28,350	14,105	0,001

Tabla 4. 18. Post-hoc del test de Anova de la FE.TobilloP con FAC como factor.

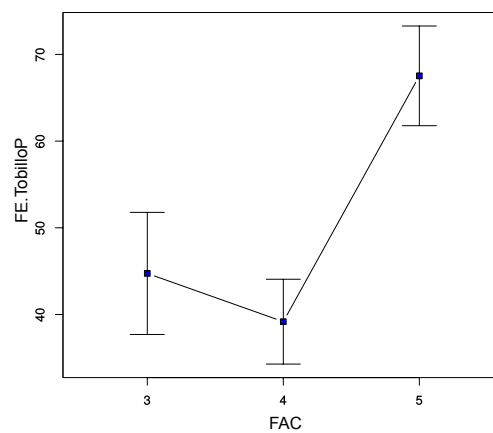


Figura 4. 15. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para la FE.TobilloP con FAC como factor.

4.4.2.3. Relaciones del control de la pelvis (Control-Pelvis) respecto a las escalas de valoración funcional.

- En relación a la FAC y FACHS.

El Control-Pelvis se relaciona de manera significativa con la FAC ($p=0,01$) (tabla 4.19.) pero, aunque está próxima a la significación, no se relaciona con la FACHS ($p=0,08$), (apéndice documental). En las pruebas post-hoc, con las fases de la escala FAC como factor, se muestra cómo las diferencias significativas,

se encuentran entre los niveles 3 y 5 (tabla 4.20.). En la figura 4.16., se refleja cómo, los niveles funcionales más altos en la escala FAC, se corresponden con mayores grados de oposición entre ambos miembros al caminar (Control-Pelvis).

	Sum Sq	Df	F value	Pr(>F)
FAC	10854,504	2	4,594	0,014
Residuals	72058,465	61		

Tabla 4. 19. Anova del Control-Pelvis con FAC como variable numérica.

Niveles	FAC		
	Diferencia	F	Pr(>F)
3-5	-34,717	8,5703	0,014

Tabla 4. 20. Post-hoc del test de Anova del Control-Pelvis con FAC como factor.

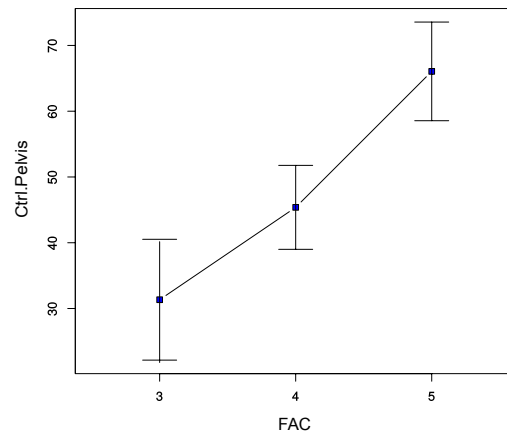


Figura 4. 16. Representación gráfica de las medias marginales del test de Anova de medidas repetidas para el Control-Pelvis con FAC como factor.

4.5. Análisis de las correlaciones existentes entre los componentes principales y las escalas de valoración funcional.

Las correlaciones que se comentan a continuación se muestran en su totalidad en la tabla 4.21.

El componente principal 1 (CP1), integrado por la flexo-extensión de rodilla y cadera sana (FE.RodillaS y FE.CaderaS) se relaciona significativamente con la capacidad medida para levantarse de una silla caminar tres metros y volver al punto de partida medido mediante el TUG.

El componente principal 2 (CP2), que incluye la flexo-extensión del tobillo patológico (FE.TobilloP) y la capacidad para transferir el peso corporal de uno a otro miembro (Control-Pelvis), presenta una relación significativa con todas las escalas funcionales medidas: BI, BBS, FAC, FACHS, TUG, MMT y MAS.

Para el componente principal 3 (CP3), constituido fundamentalmente por el Control-Pelvis, la relación significativa se muestra con aquellas escalas que miden el equilibrio del paciente, tanto estático como dinámico (BBS), con la capacidad funcional para realizar una adecuada transferencia de sedestación a bipedestación o viceversa y con la capacidad de caminar de forma segura incluso variando el sentido de la marcha (TUG).

	BI	BBS	FAC	FACHS	TUG	MMT	MAS
PC1					r=0,256 p=0,04		
PC2	r=0,041 p<0,01	r=0,601 p<0,01	r=0,501 p<0,01	r=0,502 p<0,01	r=0,720 p<0,01	r=0,580 p<0,01	r=0,413 p<0,01
PC3		r=0,370 p=0,05			r=0,332 p<0,01		

Tabla 4. 21. Resultados de las correlaciones entre los componentes principales y las escalas de valoración funcional. Se indican únicamente las que han mostrado significación estadística.

4.6. Análisis de las relaciones entre las variables biomecánicas mediante árboles de decisión.

Siguiendo la metodología descrita, hemos utilizado el análisis mediante árboles de decisión para tratar de explicar las dependencias de unas variables respecto a otras.

Para todos ellos, la velocidad de la marcha ha sido la variable más discriminadora en el momento de describir el modo en que se relacionan las variables medidas. Se han clasificado los pacientes en función de la velocidad alcanzada al caminar en tres categorías: lentos, para velocidades hasta 0,4 m/s, medios desde 0,4 m/s hasta 0,55 m/s y rápidos, de 0,55 m/s hasta 0,7 m/s.

A continuación, se muestran los árboles de decisión más significativos.

4.6.1. Evolución en la recuperación de la marcha en función del tiempo.

La variable más predictora para la evolución tras el ictus es la velocidad. Un aumento en la velocidad indica mayor evolución (más tiempo ha transcurrido). Para velocidades lentas, es relevante la cadencia, de modo que una cadencia rápida indica mayor tiempo de evolución tras el ictus.

Finalmente, para velocidades medias y rápidas, es relevante la AA.CaderaP, siendo una menor abducción-aducción un indicador de mayor tiempo de recuperación (figura 4.17.).

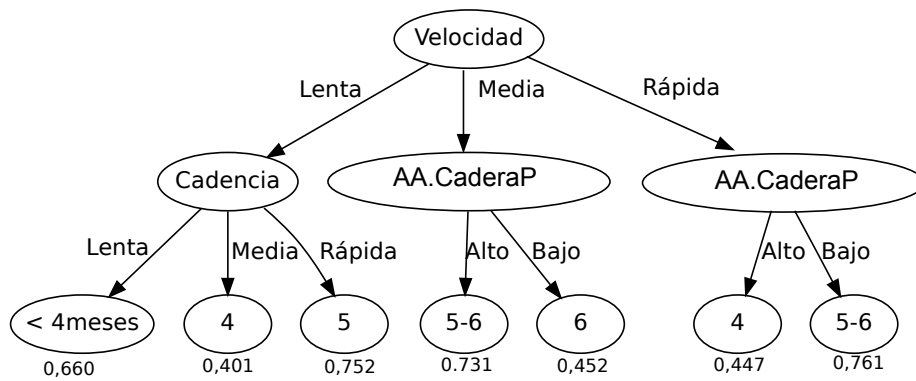


Figura 4. 17. Árbol de decisión donde se aprecia la relación de las variables que mejor predicen el tiempo transcurrido desde el ictus (en meses). Se indica el grado de veracidad debajo de cada regla.

4.6.2. Análisis de la marcha en función de la espasticidad.

En cuanto a la espasticidad, vuelve a ser la velocidad la variable más predictora. Valores de velocidad rápida son indicativos de que los grupos musculares medidos no presentan espasticidad, valores de velocidad lentos, por el contrario, indican que el paciente presenta cierta espasticidad (figura 4.18.).

Finalmente, en los valores medios de la velocidad, para las personas de mayor edad (mayores de 60 años) no hay espasticidad, pero en los menores de 50, los hombres a pesar de presentar espasticidad, pueden alcanzar velocidades medias, no ocurriendo así en las mujeres.

A continuación, se muestran las funciones de borrosificación de las variables seleccionadas por los árboles de decisión.

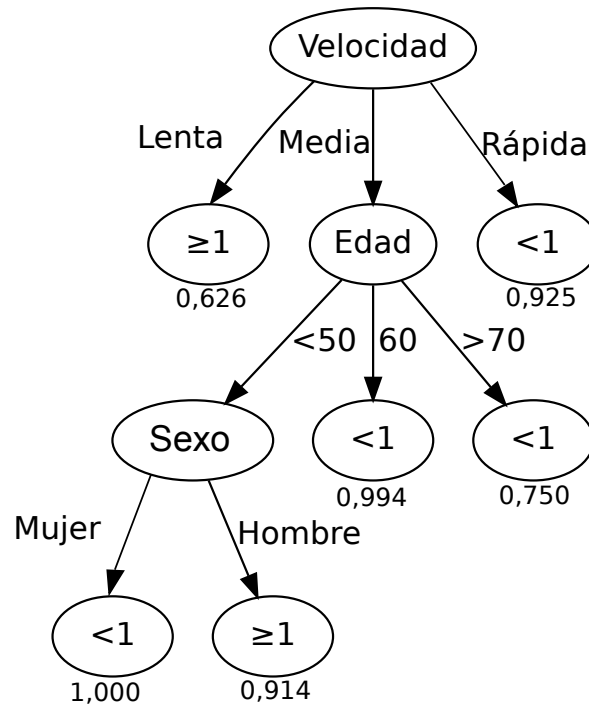


Figura 4. 18. Árbol de decisión donde se aprecia la relación de las variables en función de la existencia de espasticidad (definida como un valor mayor que 1 en la escala MAS), que presente el individuo. Se indica el grado de veracidad debajo de cada regla.

4.7. Interpretación clínica de los resultados.

Inicialmente, uno de los objetivos que nos planteamos al diseñar el presente trabajo, fue el de encontrar evidencia de patrones distintos de recuperación de la marcha. Mediante técnicas estadísticas avanzadas (PCA ligados a distintos ejes principales y mediante los árboles borrosos ligados a distintas reglas borrosas), no se han identificado grupos claros de pacientes con características cinemáticas similares en cuanto a la dinámica de la recuperación de la marcha tras sufrir un ictus. Posiblemente, la causa de ello sea, o bien la gran variabilidad que han mostrado los datos, o bien que sean necesarias muestras más grandes para definir grupos homogéneos, aunque también pudiera ser que realmente, tal y como nos aparece en nuestros resultados, no hubieran tales patrones de recuperación.

Si consideramos la combinación de dos de nuestros resultados: 1) la importancia de la adecuada coordinación entre las articulaciones de rodilla y tobillo del lado patológico y 2) del significado de la variable Control-Pelvis, todo parece indicarnos que la clave en la dificultad de la marcha de la hemiplejía está en la oscilación del miembro patológico.

Para superar este déficit y conseguir desplazarse de manera bípeda de la forma más eficiente posible, cada individuo selecciona una manera distinta y propia de caminar, como adaptación óptima a su nueva situación.

Así, la interpretación que hacemos de nuestros resultados nos lleva a elaborar la siguiente hipótesis: la recuperación de la marcha en la fase aguda del ictus se sustenta fundamentalmente, sobre estrategias de compensación procedentes tanto del miembro sano, como de la interacción entre ambos miembros y la pelvis, e incluso de otras variables no medidas en el presente trabajo y que pudieran proceder del tronco, la cabeza o los miembros superiores. Independientemente del patrón de marcha adoptado por el individuo, necesariamente debe construirse sobre unas

mínimas condiciones de equilibrio y control postural, que permita al paciente la bipedestación y la marcha segura. La nueva variable definida, Control-Pelvis, recoge este aspecto dinámico del control postural durante la marcha y lo consideramos muy importante.

De este modo, nuestra interpretación va en la misma línea que la expresada por otros autores, que señalan que la recuperación de la marcha tras un ictus se basa sobre todo en estrategias compensadoras, más incluso que en la recuperación funcional de los déficits provocados por el mismo. Por tanto, todo parece indicar, que no son necesarios patrones normales de movimiento para recuperar una marcha funcional, sino que, cada individuo, seleccionará una solución individual y exclusiva, construída por una mezcla de elementos procedentes de la propia recuperación fisiológica, por maniobras compensadoras y por estrategias para alcanzar un adecuado control postural. De alguna manera es lo mismo que señala Kwakkel (70), cuando define a la marcha del paciente hemipléjico, como el resultado global del comportamiento óptimo de adaptación propia a un estado dado más que como un patrón determinado de marcha patológica.

A nivel personal, el conocimiento de los resultados obtenidos por nuestra investigación, ha supuesto un cambio sustancial tanto en la comprensión global del paciente hemipléjico, como en la orientación del tratamiento fisioterápico en las primeras fases de la rehabilitación.

Por un lado, el hecho de que el miembro sano y las estrategias de compensación se hayan mostrado como los más determinantes en la recuperación de la marcha tras sufrir un ictus, me ha reforzado la necesidad de ver al paciente y su recuperación de una manera integral, no sólo como una persona que ha perdido la funcionalidad de un hemicuerpo, sino como un todo, donde habrá que tener en cuenta cada una de sus estructuras y su comportamiento, como potenciales

Resultados

elementos a reclutar para intentar compensar el déficit funcional adquirido.

Por otra parte, la descripción de la variable Control-Pelvis y la fuerte relación que ha mostrado con algunos elementos del control postural, me ha supuesto un replanteamiento de cuáles debieran ser las principales capacidades a recuperar en el paciente durante la fase aguda, con el objetivo de recuperar una marcha funcional. En adelante, durante el tratamiento del paciente en los primeros días pretendo, siempre que sea posible, introducir e intensificar todas aquellas técnicas encaminadas a recuperar el control postural en bipedestación y la capacidad para transferir el peso corporal sobre un miembro y otro de manera alternante, sin menosprecio de otras técnicas orientadas a recuperar la función del hemicuerpo afecto.

DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN.

Para el desarrollo de esta discusión seguiremos el siguiente esquema: en primer lugar efectuaremos la discusión general de la tesis y de los resultados que son de difícil clasificación y posteriormente la de las variables asociadas a una buena recuperación de la marcha.

5.1. Discusión general de la tesis y de los resultados de difícil clasificación.

En este apartado discutiremos respecto a la edad de la muestra estudiada, la forma de realizar el análisis estadístico, el perfil temporal de la recuperación de la marcha y algunos comentarios sobre la velocidad de la marcha.

5.1.1. Características de la muestra estudiada.

Nuestra muestra está integrada por hombres y mujeres de manera equitativa, siendo la edad media de la misma en torno a los 64 años. En relación a los datos publicados en el Plan de atención al Ictus de la Comunidad Valenciana, donde se especifica que la incidencia es mayor en hombres y la prevalencia por encima de los 75 años, la muestra de nuestro trabajo es más joven y con mayor proporción de mujeres. Del mismo modo la proporción de ictus de origen isquémico sobre los hemorrágicos es muy superior a la descrita en el mismo informe.

Muchos de los trabajos consultados que analizan aspectos biomecánicos en el paciente hemipléjico (174–177), presentan muestras en torno a los 60 años. Posiblemente porque los diseños de las investigaciones y los protocolos de valoración biomecánica imponen unas condiciones que restringen la participación de personas de mayor edad.

En nuestro caso, consideramos, que el hecho de que uno de los criterios de exclusión fuera el de presentar, previamente al ictus, alguna dificultad para caminar, haya podido introducir un sesgo en la selección de los individuos más mayores.

5.1.2. La forma de realizar el análisis estadístico.

En la literatura científica son numerosos los trabajos que señalan que los métodos empleados para el análisis de la marcha, generan un volumen de datos tan grande que dificulta su manejo y la extracción de conclusiones a partir de los mismos (71,175,178). Para resolver este problema, los investigadores han utilizado distintos métodos estadísticos (71). En nuestro caso dada la cantidad de datos obtenidos durante las sesiones de medida, hemos realizado siguiendo las experiencias de otros autores (179–181), un análisis multivariante por Análisis de componentes principales para el estudio del conjunto de las variables, evitando así, los problemas derivados de la interpretación de variables muy correlacionadas.

5.1.3. Perfil temporal de la recuperación de la marcha tras ictus.

Tal y como se muestra en las tablas 4.7. y 4.8. y en las figuras 4.4. y 4.5., los cambios más significativos en la recuperación de la marcha del paciente hemipléjico, aparecen durante los tres primeros meses tras el ictus. La misma dinámica de recuperación se aprecia en los datos obtenidos con las escalas que miden la fuerza muscular, el equilibrio o las ABVD (figuras 4.2., 4.6. y 4.8.). Durante este periodo se observa una recuperación rápida y al unísono de tales variables. A partir de este tiempo no hemos encontrado cambios significativos, lo cual está en consonancia con los hallazgos de otros investigadores (70,130,132). No obstante, si observamos las

representaciones gráficas de los valores medidos, se puede apreciar cómo, de forma general, la recuperación describe una curva de progresión ascendente que continúa hasta el sexto mes, bien alcanzando niveles funcionales superiores (FAC, FACHS, BBS, BI), bien realizando la tarea encomendada con mayor rapidez (TUG). Incluso no podemos descartar que continúen mejorando pasado este tiempo.

Coincidimos con Newman (182), en que el perfil temporal tiene una primera fase de recuperación rápida y global durante los tres primeros meses tras el ictus, que coincide con la verdadera recuperación neurológica del daño cerebral producido. Este hecho ha sido confirmado por estudios más recientes basados en pruebas avanzadas de neuroimagen (183-184).

Tras este tiempo, nuestros resultados difieren ligeramente de las conclusiones de los estudios de Jørgensen y se muestran más en consonancia con lo descrito por otros autores como Kollen y De Quervain, apreciando una recuperación más lenta, mantenida en el tiempo hasta los seis meses, con cambios más sutiles, que pensamos se corresponden con la recuperación funcional y con el proceso de readaptación.

5.1.4. Consideraciones sobre la velocidad de la marcha.

Como ya se explicó en el apartado de material y métodos, en nuestro estudio se evaluó la marcha solamente a las velocidades espontáneamente adoptadas por los pacientes. A pesar de ello, los resultados obtenidos han sido muy variables. La misma variabilidad ha sido señalada por otros autores, como Kinsella (75) que midió velocidades de marcha entre 0,10 m/s y 0,58 m/s, Kramers de Quervain (33), que obtuvo valores entre 0,08 m/s y 1,05 m/s y Olney (44), que en un trabajo de revisión, reporta valores entre 0,20 m/s y 0,55 m/s.

Clínicamente está ampliamente aceptado que la velocidad de marcha es un parámetro simple, fiable y sensible de evaluación

de la marcha humana (78,128,164). Son numerosos los autores que consideran que la velocidad está relacionada con la capacidad funcional de la misma (45,49,123). En nuestro trabajo, una mayor velocidad al caminar se relaciona tanto con mayores niveles de recuperación funcional como con mayor tiempo transcurrido desde el ictus. Por otra parte, la velocidad de marcha se mostró como la variable más predictora de la recuperación funcional cuando se analizaron los datos mediante árboles de decisión.

Sin embargo, dada su gran variabilidad y baja repetitividad (64), no parece que pudiera ser un buen indicador de recuperación funcional. Hoy pensamos que esto se debe a que solo se registró la velocidad confortable, pero que el resultado habría sido diferente si se hubiera medido a velocidad lenta, rápida y a la velocidad libre espontáneamente adoptada (161,182,183).

5.2. Discusión de las variables asociadas a una buena recuperación de la marcha.

Vamos a discutir estas variables siguiendo el modelo jerárquico de organización que surge tras efectuar el Análisis de componentes principales (PCA), que al poder identificar la importancia que cada variable tiene sobre la varianza total del fenómeno estudiado, no sólo nos sirve para simplificar el análisis estadístico, sino que también nos ayuda a hacer una interpretación del significado clínico de dichas variables, a jerarquizar el orden de su importancia y a entender la dinámica de recuperación de la marcha tras ictus.

5.2.1. Variables asociadas a la recuperación y/o compensación inherentes al miembro inferior sano.

Las más significativas vendrían definidas por los recorridos articulares de **FE de cadera y rodilla del miembro inferior sano**, que conforman el PC1. El conjunto de estas variables nos

informan de los mecanismos de compensación puestos en juego desde el miembro inferior sano para superar los déficits neurológicos que se expresan en el hemicuerpo contralateral afecto y poder mantener la marcha.

El hecho de que la mayor parte de la varianza dependa de variables propias del miembro sano indicaría, según nuestra interpretación y en consonancia con otros autores (62,71,130,184), que en la recuperación de la deambulacion pudiera ser más determinante el desarrollo de estrategias de compensación procedentes del miembro inferior sano (el único que está bajo control voluntario), que la propia recuperación de los déficits neurológicos del lado afecto.

5.2.2. Variables asociadas a la recuperación y/o compensación del miembro inferior afectado por el ictus.

Estas variables nos hablan de la recuperación de los déficits neurológicos sufridos.

Respecto a la recuperación de la marcha basada en la recuperación de los déficits neurológicos del miembro afecto, tanto los resultados de las correlaciones que se muestran en la tabla 4.13. como las pruebas Anova realizadas para las variables biomecánicas en relación con las escalas de valoración funcional, indican que la recuperación de la capacidad para caminar, se asocia fundamentalmente con los rangos articulares de **flexo-extensión del tobillo y la rodilla del miembro pléjico**. Así, rangos mayores en estas articulaciones se relacionan con niveles funcionales más altos registrados con la FAC y la FACHS. Del mismo modo, ambas variables se muestran relacionadas positivamente con el MMT (implica mayor fuerza muscular) y de forma negativa respecto al MAS (supone menor espasticidad).

La interpretación es fácil y lógica: cuanto mayor control tengamos del movimiento articular del miembro afecto, mayor recuperación de la función de la marcha humana tendremos.

Respecto a la contribución de cada una de estas variables en la recuperación de la marcha, disentimos parcialmente de las conclusiones publicadas por Little (1977) cuando considera que la principal dificultad para caminar se debe a la falta de flexión en la rodilla y no en el rango articular del tobillo. Los resultados del PCA de nuestro trabajo, nos muestran que se debe a la FE.TobilloP como variable contenida en el PC2 y que explica una gran proporción de la variabilidad total. Además es la única variable que ha mostrado significación respecto al BI.

Tampoco podemos afirmar, como lo hace Dorsch (1985), que la flexo-extensión del tobillo patológico, sea la variable más significativa en la recuperación de la marcha. Nuestra explicación, atendiendo a los resultados tanto del PCA como de los Anovas, es que la principal dificultad para caminar, se relaciona con la alteración de la coordinación entre la rodilla y el tobillo afectados, sin poder establecer una mayor o menor contribución, de una u otra articulación en la recuperación de la marcha.

5.2.3. Otras variables de nueva creación.

En nuestro trabajo describimos dos variables cinemáticas que hasta la fecha no hemos encontrado referenciadas en la literatura científica revisada para la elaboración de esta Tesis.

Son variables definidas por nosotros a partir de otros registros efectuados en nuestro trabajo. Hacen referencia a la posición relativa de un fémur respecto al opuesto. Las hemos denominado "Desfase" (cuando nos referimos al plano sagital) y "Control-Pelvis" (cuando se trata del plano frontal). De alguna manera, aunque sea de forma parcial e indirecta, estas variables nos hablan de un elemento fundamental y básico para que se establezca la locomoción bipodal humana, ya que afecta al "soporte" o pilar fundamental de la misma, sobre el

que pueden asentar y desarrollarse los mecanismos de recuperación y compensación. Nos referimos al control postural y al equilibrio en bipedestación.

Respecto a la variable denominada "Control-Pelvis" (tabla 4.13.), los resultados revelan que puede condicionar (señalar o anunciar) de manera importante la recuperación de la marcha, puesto que se correlaciona con aquellas escalas que evalúan la marcha (FAC, FACHS), las que valoran el equilibrio (BBS), con el TUG y con la fuerza muscular medida mediante el MMT.

Tal como se ha definido la variable Control-Pelvis, a nivel funcional se aproxima a poder evaluar la capacidad del paciente para realizar una transferencia eficaz del peso corporal, de forma alternante, entre ambos miembros inferiores, de uno al otro, con el objetivo de conseguir suficiente altura libre bajo el pie contralateral al de apoyo, durante la fase de oscilación y una adecuada propulsión por el miembro que se apoya. Pensamos que la posibilidad de registrar esta variable supone disponer de una medida de gran potencial y trascendencia práctica. De alguna manera estamos registrando con ella una parte de un mecanismo fisiológico básico e imprescindible para que se desarrolle de forma segura y eficaz, la alternancia entre apoyo y oscilación. En cierta manera podríamos decir que la variable Control-Pelvis es una variable que está subrogada a algo más global, como es el control de la postura, y donde el equilibrio en bipedestación y en apoyo monopodal sobre cada miembro inferior, en la fase de apoyo, es imprescindible para realizar una marcha funcional.

CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES.

1. La dinámica de recuperación de la marcha en las personas que presentan una hemiplejía como consecuencia de un ictus, se desarrolla en dos fases: una primera de recuperación neurológica rápida, donde se producen los cambios más significativos y que ocupa los tres primeros meses y una fase de recuperación más lenta, con cambios funcionales más sutiles, que se mantiene en el tiempo hasta los seis meses.

2. No existe un patrón común en la recuperación de la marcha tras sufrir el ictus. Cada paciente, adopta una estrategia individual determinada por dos componentes:

- Primero: Los mecanismos de compensación procedentes del miembro sano, que son los rangos articulares de flexo-extensión de la cadera y la rodilla sana.
- Segundo: La coordinación de la flexo-extensión de la rodilla y el tobillo del lado afecto.

3. El análisis cinemático de la marcha en el paciente hemipléjico mediante sensores inerciales nos ha permitido objetivar el grado de oposición de un miembro inferior con respecto al otro en el plano frontal (Control-Pelvis). Variable que está muy relacionada con el control postural dinámico durante la transferencia de cargas, siendo un buen indicador de la recuperación de la marcha.

**LIMITACIONES AL
ESTUDIO Y FUTURAS
LÍNEAS DE TRABAJO**

7. LIMITACIONES AL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.

7.1. Limitaciones al estudio.

La principal limitación de esta tesis ha sido el reducido número de pacientes que finalmente conformaron la muestra. El hecho de que el ictus sea más prevalente en personas de edad avanzada y que uno de los criterios de inclusión, fuera el de no presentar, previamente al ictus, ningún tipo de alteración que dificultara la marcha, produjo una reducción importante del número de pacientes incluidos en el estudio, respecto a los inicialmente valorados para su inclusión.

Por otra parte, la marcha se valoró para todos los pacientes y en todas las fases de medida, a una velocidad confortable y espontáneamente adoptada. El iniciar la valoración de los sujetos en las fases más tempranas de recuperación, supuso que muchos de ellos, presentarían patrones de marcha muy precarios y difícilmente modificables respecto a su velocidad. Posiblemente, si hubiéramos realizado mediciones a distintas velocidades (lenta, confortable y rápida) para cada paciente, las diferencias y similitudes entre individuos, hubieran sido identificadas y clasificadas con mayor facilidad.

Respecto al equipo de medida, el IMU situado sobre L3 presentó problemas en el registro de los datos a lo largo de todas las sesiones de medida. Posiblemente, se veía afectado por algún tipo de onda electromagnética procedente de algún equipo del hospital donde se realizaban las mediciones. Por ello, debido a estas interferencias, tuvimos que desechar estos datos, que no se han tenido en cuenta en esta tesis.

7.2. Futuras líneas de trabajo.

Las líneas futuras de trabajo respecto a los resultados de esta tesis son:

1. Ampliar el número de casos estudiados con el objetivo de aclarar definitivamente, si hay patrones comunes respecto a la dinámica de la recuperación de la marcha.
2. Prolongar el periodo de seguimiento de los pacientes, más allá de los seis meses de evolución, con el objetivo de valorar los cambios que pudieran acaecer a partir de este tiempo.
3. Siguiendo el diseño del presente estudio, analizar, a distintas velocidades (lenta, rápida y libre), los patrones cinemáticos de marcha adoptados por los pacientes incluidos en la muestra.
4. Valorar la posibilidad de desarrollar nuevas soluciones tecnológicas basadas en sensores inerciales, que permitan realizar un análisis cinemático de la marcha, en el ámbito de una consulta médica estándar.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA.

1. Bohannon RW, Horton MG, Wikholm JB. Importance of four variables of walking to patients with stroke. *Int J Rehabil Res Int Z Für Rehabil Rev Int Rech Réadapt.* 1991;14(3):246–50.
2. 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 Oct;20(2):140–6.
3. Duncan PW, Sullivan KJ, Behrman AL, Azen SP, Wu SS, Nadeau SE, et al. Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial. *BMC Neurol.* 2007;7:39.
4. Chen C-L, Chen H-C, Tang SF-T, Wu C-Y, Cheng P-T, Hong W-H. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 2003 Dec;82(12):925–35.
5. Sánchez Blanco, I., Irimia, P., Martínez-Vila, E, John Meyer, M, Teasell, R. Pronóstico de recuperación funcional en personas supervivientes de un ictus. *Neurologia.* 2010;25(03):189–96.
6. Kinsella S, Moran K. Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait Posture.* 2008 Jan;27(1):144–51.
7. Huitema RB, Hof AL, Mulder T, Brouwer WH, Dekker R, Postema K. Functional recovery of gait and joint kinematics after right hemispheric stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 Diciembre;85(12):1982–8.
8. Nakamura R, Handa T, Watanabe S, Morohashi I. Walking cycle after stroke. *Tohoku J Exp Med.* 1988 Mar;154(3):241–4.
9. Jørgensen HS. The Copenhagen Stroke Study experience. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 1996 Sep;6(1):5–16.
10. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Time dependency of

walking classification in stroke. *Phys Ther.* 2006 May;86(5):618–25.

11. Kwakkel G, Kollen B, Lindeman E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restor Neurol Neurosci.* 2004;22(3-5):281–99.

12. Plan de atención al Ictus en la Comunidad Valenciana. Generalitat.Consellería de Sanitat.; 2011. 131 p. (PE).

13. Duarte E, Alonso B, Fernández MJ, Fernández JM, Flórez M, García-Montes I, et al. Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. *Rehabilitación.* 2010 Jan;44(1):60–8.

14. Kollen B, van de Port I, Lindeman E, Twisk J, Kwakkel G. Predicting improvement in gait after stroke: a longitudinal prospective study. *Stroke J Cereb Circ.* 2005 Dec;36(12):2676–80.

15. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, Zaborski J. Gait classification in post-stroke patients using artificial neural networks. *Gait Posture.* 2009 Aug;30(2):207–10.

16. De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, McAllister D. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Oct;78(10):1506–14.

17. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995 Enero;76(1):27–32.

18. Collado Vázquez,Susana. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. [Madrid]: Universidad Complutense de Madrid; 2002.

19. Vilaseca JC, Figuera RG, Müller B. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabil Madr.* 2005;39(6):305–14.

20. Rueterbories J, Spaich EG, Larsen B, Andersen OK. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med Eng Phys.* 2010 Jul;32(6):545–52.
21. Thorvaldsen P, Kuulasmaa K, Rajakangas A-M, Rastenyte D, Sarti C, Wilhelmsen L. Stroke Trends in the WHO MONICA Project. *Stroke.* 1997 Mar 1;28(3):500–6.
22. Silverman IE, Rymer MM. Ischemic stroke an atlas of investigation and treatment [Internet]. Oxford; Ashland, OH: Clinical Pub.; 2009 [cited 2012 Aug 16]. Available from: <http://public.eblib.com/EBLPublic/PublicView.do?ptiID=434063>
23. Castillo J, Chamorro A, Dávalos A, Díez-Tejedor E, Galbán C, Matías-Guiu J, et al. Atención multidisciplinaria del ictus cerebral agudo. *Med Clin Barc.* 2000;114:101–6.
24. Bonita R, Solomon N, Broad JB. Prevalence of stroke and stroke-related disability. Estimates from the Auckland stroke studies. *Stroke J Cereb Circ.* 1997 Oct;28(10):1898–902.
25. Gubitz G, Sandercock P. Acute ischaemic stroke. *BMJ.* 2000 Mar 11;320(7236):692–6.
26. Feigin VL, Lawes CMM, Bennett DA, Anderson CS. Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century. *Lancet Neurol.* 2003;2(1):43–53.
27. Hsu A-L, Tang P-F, Jan M-H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Aug;84(8):1185–93.
28. Akay M, Sekine M, Tamura T, Higashi Y, Fujimoto T. Fractal dynamics of body motion in post-stroke hemiplegic patients during walking. *J Neural Eng.* 2004 Jun;1(2):111–6.
29. Belda Lois J-M, Mena del Horno S, Bermejo Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J Neuroengineering Rehabil.* 2011;8:66.

30. Cano de la Cuerda R, Collado Vázquez S. *Neurorrehabilitación: métodos específicos de valoración y tratamiento*. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2012.
31. Harrison TR, Kasper DL. *Harrison : principios de medicina interna*. México: McGraw-Hill; 2006.
32. Murie-Fernández M, Irimia P, Martínez-Vila E, John Meyer M, Teasell R. *Neurorrehabilitación tras el ictus*. *Neurología*. 2010 Apr;25(3):189–96.
33. Duarte E, Alonso B, Fernández MJ, Fernández JM, Flórez M, García-Montes I, et al. *Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009*. *Rehabilitación*. 2010 Jan;44(1):60–8.
34. Langhorne P, Stott DJ, Robertson L, MacDonald J, Jones L, McAlpine C, et al. *Medical complications after stroke: a multicenter study*. *Stroke J Cereb Circ*. 2000 Jun;31(6):1223–9.
35. Diserens K, Michel P, Bogousslavsky J. *Early mobilisation after stroke: Review of the literature*. *Cerebrovasc Dis Basel Switz*. 2006;22(2-3):183–90.
36. Bernhardt J, Dewey H, Thrift A, Donnan G. *Inactive and alone: physical activity within the first 14 days of acute stroke unit care*. *Stroke J Cereb Circ*. 2004 Apr;35(4):1005–9.
37. Tyson SF. *Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids*. *Clin Rehabil*. 1999 Apr 1;13(4):295–300.
38. Sánchez Blanco I. *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física*. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006.
39. Jette DU, Latham NK, Smout RJ, Gassaway J, Slavin MD, Horn SD. *Physical therapy interventions for patients with stroke in inpatient rehabilitation facilities*. *Phys Ther*. 2005 Mar;85(3):238–48.

40. Green J, Forster A, Bogle S, Young J. Physiotherapy for patients with mobility problems more than 1 year after stroke: a randomised controlled trial. *Lancet*. 2002 Jan 19;359(9302):199–203.
41. Sánchez Lacuesta Javier. Biomecánica de la Marcha Humana Normal. In: *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1993. p. 19–110.
42. Núñez-Samper M, Alcázar LFL. *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Elsevier España; 2007. 786 p.
43. Béseler Soto, M^a Rosario. Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas. [Valencia, España]: Universitat de Valencia.; 2006.
44. Turnbull GI, Charteris J, Wall JC. A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med*. 1995 Sep;27(3):175–82.
45. Winter DA. Changes in gait with aging. *Can J Sport Sci J Can Sci Sport*. 1991 Sep;16(3):165–7.
46. Perry J, Burnfield JM, Cabico LM. *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK; 2010.
47. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther*. 1992 Jan;72(1):45–53; discussion 54–6.
48. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, Zaborski J, Gajewski J. Associations between gait patterns, brain lesion factors and functional recovery in stroke patients. *Gait Posture*. 2012 Feb;35(2):214–7.
49. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*. 1997 Mar;29(1):11–6.

50. Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2006 Nov;20(11):960–9.
51. Yavuzer G, Oken O, Elhan A, Stam HJ. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture.* 2008 Jan;27(1):31–5.
52. Bovonsunthonchai S, Hiengkaew V, Vachalathiti R, Vongsirinavarat M. Gait symmetrical indexes and their relationships to muscle tone, lower extremity function, and postural balance in mild to moderate stroke. *J Med Assoc Thai Chotmaihet Thangphaet.* 2011 Apr;94(4):476–84.
53. Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *J Neurol Sci.* 1997 Oct 22;151(2):207–12.
54. Sánchez Lacuesta JJ, Prat J, Sánchez-Lacuesta J, Instituto de Biomecánica de Valencia (España). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1993.
55. 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 Aug;22(1):51–6.
56. Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings E, Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev.* 1995 Feb;32(1):25–31.
57. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Multivariate Examination of Data From Gait Analysis of Persons With Stroke. *Phys Ther.* 1998 Aug 1;78(8):814–28.
58. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture.* 1996 Abril;4(2):136–48.

59. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996 Oct;77(10):1074–82.
60. Verma R, Arya KN, Sharma P, Garg RK. Understanding gait control in post-stroke: Implications for management. *J Bodyw Mov Ther.* 2012 Enero;16(1):14–21.
61. De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc.* 2004 Apr;13(2):58–69.
62. Laborde A, Caillet F, Eyssette M, Boisson D. 3D preliminary analysis gait in stroke patients: knee flexion in compensatory strategies. *Ann Readaptation Med Phys Rev Sci Soc Francaise Reeducation Fonct Readaptation Med Phys.* 2003 Apr;46(3):132–7.
63. Jonsdottir J, Recalcati M, Rabuffetti M, Casiraghi A, Boccardi S, Ferrarin M. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy controls. *Gait Posture.* 2009 Apr;29(3):355–9.
64. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 1999 Apr;78(2):123–30.
65. Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983 Dec;64(12):583–7.
66. Woolley SM. Characteristics of gait in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil.* 2001;7(4):1–18.
67. Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987 Nov;68(11):777–81.

68. Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings E Jr, Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*. 1995 Feb;32(1):25–31.
69. Gaviria M, D'Angeli M, Chavet P, Pelissier J, Peruchon E, Rabischong P. Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. *Gait Posture*. 1996 Oct;4(4):297–305.
70. Krasovsky T, Levin MF. Review: toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010 Apr;24(3):213–24.
71. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007 Jan;88(1):43–9.
72. Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*. 2014 Jul;6(7):635–42.
73. Bensoussan L, Mesure S, Viton J-M, Delarque A. Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med*. 2006 Sep;38(5):287–94.
74. Lamontagne A, Stephenson JL, Fung J. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clin Neurophysiol Off J Int Fed Clin Neurophysiol*. 2007 Apr;118(4):717–29.
75. Yavuzer G, Küçükdeveci A, Arasil T, Elhan A. Rehabilitation of stroke patients: clinical profile and functional outcome. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr*. 2001 Apr;80(4):250–5.
76. Titianova EB, Pitkänen K, Pääkkönen A, Sivenius J, Tarkka IM. Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr*. 2003 Oct;82(10):778–86; quiz 787–9, 823.

77. 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 Aug;18(1):23–8.
78. Vivas Broseta, María José. Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético. Universitat de València; 2014.
79. Polese JC, Teixeira-Salmela LF, Nascimento LR, Faria CDM, Kirkwood RN, Laurentino GC, et al. The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2012 Feb;27(2):131–7.
80. 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 Mar;37(3):872–6.
81. Shao Q, Bassett DN, Manal K, Buchanan TS. An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Comput Biol Med*. 2009 Dec;39(12):1083–8.
82. Boza R, Duarte E, Belmonte R, Marco E, Muniesa JM, Tejero M, et al. Estudio baropodométrico en el hemipléjico vascular: relación con la discapacidad, equilibrio y capacidad de marcha. *Rehabilitación*. 2007 Feb;41(1):3–9.
83. Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA, Delp SL. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *J Biomech*. 2006;39(10):1769–77.
84. Milovanović I, Popović DB. Principal Component Analysis of Gait Kinematics Data in Acute and Chronic Stroke Patients. *Comput Math Methods Med* [Internet]. 2012. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3286897/>
85. Trueblood PR, Walker JM, Perry J, Gronley JK. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Phys Ther*. 1989 Jan;69(1):18–26.

86. Williams G, Galna B, Morris ME, Olver J. Spatiotemporal deficits and kinematic classification of gait following a traumatic brain injury: a systematic review. *J Head Trauma Rehabil.* 2010 Oct;25(5):366–74.
87. Bleyenheuft C, Cockx S, Caty G, Stoquart G, Lejeune T, Detrembleur C. The effect of botulinum toxin injections on gait control in spastic stroke patients presenting with a stiff-knee gait. *Gait Posture.* 2009 Aug;30(2):168–72.
88. Lucareli PRG, Greve JMD. Alteration of the load-response mechanism of the knee joint during hemiparetic gait following stroke analyzed by 3-dimensional kinematic. *Clin São Paulo Braz.* 2006 Aug;61(4):295–300.
89. McGinley JL, Morris ME, Greenwood KM, Goldie PA, Olney SJ. Accuracy of clinical observations of push-off during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006 Jun;87(6):779–85.
90. Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech.* 1992 Sep;25(9):1007–15.
91. Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait Posture.* 2007 Mar;25(3):342–52.
92. Daly JJ, Roenigk K, Cheng R, Ruff RL. Abnormal leg muscle latencies and relationship to dyscoordination and walking disability after stroke. *Rehabil Res Pract.* 2011;2011:313980.
93. Thijssen DH, Paulus R, van Uden CJ, Kooloos JG, Hopman MT. Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Feb;88(2):181–6.
94. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008 Feb;89(2):304–10.

95. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 1997 Apr;76(2):128–33.
96. Prat J. Biomecánica de la marcha humana patológica. In: *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1993. p. 112–91.
97. Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, Erren-Wolters V, Ijzerman MJ, Hermens HJ. Recovery of gait after stroke: what changes? *Neurorehabil Neural Repair.* 2008 Dec;22(6):676–83.
98. Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, Lunghi F, Verdesca S, Grippo A. Gait in hemiplegia: evaluation of clinical features with the Wisconsin Gait Scale. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med.* 2007 Mar;39(2):170–4.
99. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture.* 2010 Feb;31(2):241–6.
100. Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med.* 1987 Apr;66(2):77–90.
101. Griffin M, Olney S, McBride I. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait Posture.* 1995 Sep;3(3):132–42.
102. Hoyos J-V, Lafuente R, Lacuesta JS, Prat J, Soler-García, Carlos. *El laboratorio de análisis de la marcha humana.* In: *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1993. p. 321–68.

103. Villa Moreno, Adriana, Gutierrez Gutierrez, Eduardo, Pérez Moreno, Juan Carlos. Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Rev Ing Bioméd.* 2008;2(3):16–26.
104. Cano-de la Cuerda RC la, Collado-Vázquez,S. Análisis instrumental de la marcha. In: *Neurorrehabilitación Métodos específicos de valoración y tratamiento.* Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2012. p. 161–71.
105. Rose GK. Clinical gait assessment: a personal view. *J Med Eng Technol.* 1983;7(6):273–9.
106. Belenky VE, Akivis MF, Aiderman LB. Some new trends of biomechanical studies in traumatology and orthopedics. *Clin Orthop.* 1991;266:12.
107. Martínez Novas A, Rodríguez RS, García JCC. Patrón de presiones plantares en el pie normal: Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas. *El Peu.* 2006;26(4):190–4.
108. Villarroya Aparicio MA. Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación.* 2005;39(6):255–64.
109. Winter DA. The locomotion laboratory as a clinical assessment system. *Med Prog Technol.* 1976;4(3):95–106.
110. Crespo M. Laboratorio de marcha y análisis de movimiento: principios básicos y aplicaciones clínicas. 2009 [cited 2012 Aug 20]; Available from: <http://www.annyn.org.ar/dspace/handle/123456789/416>
111. Gavrilá D. The Visual Analysis of Human Movement: A Survey. *Comput Vis Image Underst.* 1999 Enero;73(1):82–98.
112. Martínez Carrillo F, Gómez Jaramillo F, Romero Castro E. Desarrollo de un laboratorio de marcha con integración sincrónica mediante una arquitectura en módulos. *Acta Biológica Colomb.* 2010;15(3):235–50.

113. Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther*. 2010 Feb;90(2):269–79.
114. Gutierrez GM, Chow JW, Tillman MD, McCoy SC, Castellano V, White LJ. Resistance Training Improves Gait Kinematics in Persons With Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Sep;86(9):1824–9.
115. Ferrarin M, Rizzone M, Bergamasco B, Lanotte M, Recalcati M, Pedotti A, et al. Effects of bilateral subthalamic stimulation on gait kinematics and kinetics in Parkinson's disease. *Exp Brain Res Exp Hirnforsch Expérimentation Cérébrale*. 2005 Jan;160(4):517–27.
116. Torralba MA, Medina J, Padullés JM, De Fuentes M, Casas J, Batalla A, et al. Análisis funcional y cinemático de la marcha en un paciente con lesión medular lumbar incompleta. *Biomecánica*. 2008 Dec 1;16(2):50–7.
117. Zehr EP, Komiyama T, Stein RB. Cutaneous reflexes during human gait: electromyographic and kinematic responses to electrical stimulation. *J Neurophysiol*. 1997 Jun;77(6):3311–25.
118. Yavuzer G, Geler-Külcü D, Sonel-Tur B, Kutlay S, Ergin S, Stam HJ. Neuromuscular electric stimulation effect on lower-extremity motor recovery and gait kinematics of patients with stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006 Apr;87(4):536–40.
119. Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, Jancosko A, Rudolph KS, Higginson JS, et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: effects on poststroke gait. *Stroke J Cereb Circ*. 2009 Dec;40(12):3821–7.
120. Prassas S, Thaut M, McIntosh G, Rice R. Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients. *Gait Posture*. 1997 Diciembre;6(3):218–23.

121. 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. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med*. 2001 Mar;33(2):53–60.
122. Daly JJ, Roenigk KL, Butler KM, Gansen JL, Fredrickson E, Marsolais EB, et al. Response of sagittal plane gait kinematics to weight-supported treadmill training and functional neuromuscular stimulation following stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2004 Dec;41(6A):807–20.
123. Dickstein R, Dunsky A, Marcovitz E. Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Phys Ther*. 2004 Dec;84(12):1167–77.
124. Dunning K, Levine P, Schmitt L, Israel S, Fulk G. An ankle to computer virtual reality system for improving gait and function in a person 9 months poststroke. *Top Stroke Rehabil*. 2008 Dec;15(6):602–10.
125. Caty GD, Detrembleur C, Bleyenheuft C, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of simultaneous botulinum toxin injections into several muscles on impairment, activity, participation, and quality of life among stroke patients presenting with a stiff knee gait. *Stroke J Cereb Circ*. 2008 Oct;39(10):2803–8.
126. Novak AC, Olney SJ, Bagg S, Brouwer B. Gait changes following botulinum toxin A treatment in stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2009 Oct;16(5):367–76.
127. Kuan T-S, Tsou J-Y, Su F-C. Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Jul;80(7):777–84.
128. Hase K, Fujiwara T, Tsuji T, Liu M. Effects of Prosthetic Gait Training for Stroke Patients to Induce Use of the Paretic Leg: A Report of Three Cases. *Keio J Med*. 2008;57(3):162–7.

129. Chen C-H, Lin K-H, Lu T-W, Chai H-M, Chen H-L, Tang P-F, et al. Immediate effect of lateral-wedged insole on stance and ambulation after stroke. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 2010 Jan;89(1):48–55.
130. Dodd KJ, Wrigley TV, Goldie PA, Morris ME, Grant CD. Quantifying lateral pelvic displacement during walking. *Clin Biomech Bristol Avon.* 1998 Jun;13(4-5):371–3.
131. Zeni JA Jr, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture.* 2008 May;27(4):710–4.
132. Mulroy S, Gronley J, Weiss W, Newsam C, Perry J. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait Posture.* 2003 Aug;18(1):114–25.
133. Oken O, Yavuzer G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2008 Jun;44(2):127–32.
134. Bermejo Pareja F. Más de cien escalas en neurología. Madrid: Grupo Aula Médica; 2008.
135. Côté R, Hachinski VC, Shurvell BL, Norris JW, Wolfson C. The Canadian Neurological Scale: a preliminary study in acute stroke. *Stroke.* 1986 Aug;17(4):731–7.
136. Battista RN, Wolfson CM, Cote R, Adam J. Quantitative scales for measuring neurological deficit in cerebrovascular diseases. *Epidemiol Prev.* 1990 Jun;12(43):28–31.
137. Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1990 Jul;53(7):576–9.
138. Franchignoni FP, Tesio L, Ricupero C, Martino MT. Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke J Cereb Circ.* 1997 Jul;28(7):1382–5.

139. Duarte E, Marco E, Muniesa JM, Belmonte R, Diaz P, Tejero M, et al. Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *J Rehabil Med*. 2002 Nov;34(6):267–72.
140. Duarte E, Morales A, Pou M, Aguirrezábal A, Aguilar JJ, Escalada F. Trunk control test: early predictor of gait balance and capacity at 6 months of the stroke. *Neurol Barc Spain*. 2009 Jun;24(5):297–303.
141. Duarte E, Marco E, Muniesa JM, Belmonte R, Aguilar JJ, Escalada F. Early detection of non-ambulatory survivors six months after stroke. *NeuroRehabilitation*. 2010;26(4):317–23.
142. Viosca E, Iñigo V, Juste J, Gallart V, Almagro P. Presentación de la Clasificación funcional de la Sedestación del hospital de Sagunto. In 2007.
143. Iñigo V, Viosca E, Juste J, Gonzalez C, Gómez -Ferrer R, Almagro P. Validación de dos nuevas Escalas funcionales en pacientes con ictus: sedestación y cambio postural. In Tarragona; 2007.
144. Iñigo Huarte, Victoria. Estudio de la 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. [Valencia, España]: Universitat de València (Estudi General); 2012.
145. 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 Jan;44(1):53–9.
146. Pandian S, Arya KN. Motor impairment of the ipsilesional body side in poststroke subjects. *J Bodyw Mov Ther*. 2013 Oct;17(4):495–503.
147. Lee S-W, Mase K, Kogure K. Detection of spatio-temporal gait parameters by using wearable motion sensors. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Conf*. 2005;7:6836–9.

148. Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2011;29(4):393–400.
149. Dashtipour K, Chen JJ, Walker HW, Lee MY. Systematic literature review of abobotulinumtoxinA in clinical trials for adult upper limb spasticity. *Am J Phys Med Rehabil*. 2015 Mar;94(3):229–38.
150. Santamato A, Micello MF, Panza F, Fortunato F, Baricich A, Cisari C, et al. Can botulinum toxin type A injection technique influence the clinical outcome of patients with post-stroke upper limb spasticity? A randomized controlled trial comparing manual needle placement and ultrasound-guided injection techniques. *J Neurol Sci*. 2014 Dec 15;347(1-2):39–43.
151. Santamato A, Micello MF, Panza F, Fortunato F, Picelli A, Smania N, et al. Adhesive taping vs. daily manual muscle stretching and splinting after botulinum toxin type A injection for wrist and fingers spastic overactivity in stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2015 Jan;29(1):50–8.
152. Opheim A, Danielsson A, Alt Murphy M, Persson HC, Sunnerhagen KS. Upper-limb spasticity during the first year after stroke: stroke arm longitudinal study at the University of Gothenburg. *Am J Phys Med Rehabil*. 2014 Oct;93(10):884–96.
153. Gil-Gómez J-A, Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J NeuroEngineering Rehabil*. 2011;8(1):30.
154. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Sep;82(9):1204–12.

155. Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health Rev Can Santé Publique*. 1992 Aug;83 Suppl 2:S7-11.
156. Duncan PW, Samsa GP, Weinberger M, Goldstein LB, Bonito A, Witter DM, et al. Health status of individuals with mild stroke. *Stroke J Cereb Circ*. 1997 Apr;28(4):740-5.
157. Gresham GE, Phillips TF, Labi ML. ADL status in stroke: relative merits of three standard indexes. *Arch Phys Med Rehabil*. 1980 Aug;61(8):355-8.
158. Carlsson AM. Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain*. 1983 May;16(1):87-101.
159. 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 Sep;17(1):45-56.
160. McCormack HM, de L. Horne DJ, Sheather S. Clinical applications of visual analogue scales: a critical review. *Psychol Med*. 1988 Nov;18(04):1007.
161. Viosca E, Lafuente R, Martínez JL, Almagro PL, Gracia A, González C. Walking recovery after an acute stroke: assessment with a new functional classification and the Barthel Index. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Jun;86(6):1239-44.
162. Viosca E, Martínez JL, Almagro PL, Gracia A, González C. Proposal and Validation of a New Functional Ambulation Classification Scale for Clinical Use. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Jun;86(6):1234-8.
163. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther*. 1984 Jan;64(1):35-40.

164. Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud.* 1990 Mar;12(1):6–9.
165. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meissner D, Pohl M. Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Oct;88(10):1314–9.
166. Bohannon RW. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *J Geriatr Phys Ther.* 2001. 2006;29(2):64–8.
167. Kristensen MT, Foss NB, Kehlet H. Timed “up & go” test as a predictor of falls within 6 months after hip fracture surgery. *Phys Ther.* 2007 Jan;87(1):24–30.
168. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, de Vries J, Göeken LN, Eisma WH. The Timed “up and go” test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999 Jul;80(7):825–8.
169. Morris S, Morris ME, Iansek R. Reliability of measurements obtained with the Timed “Up & Go” test in people with Parkinson disease. *Phys Ther.* 2001 Feb;81(2):810–8.
170. Finch E, Brooks D, Stratford PW, Mayo NE. *Physical Rehabilitation Outcome Measures: A Guide to Enhanced Clinical Decision Making.* 2nd ed. Toronto: Canadian Physiotherapy Association; 2002.
171. 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. *Phys Ther.* 2002 Feb;82(2):128–37.
172. Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991 Feb;39(2):142–8.




173. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*. 2000 Sep;80(9):896–903.
174. Hollands KL, Pelton TA, Tyson SF, Hollands MA, van Vliet PM. Interventions for coordination of walking following stroke: systematic review. *Gait Posture*. 2012 Mar;35(3):349–59.
175. Boudarham J, Roche N, Pradon D, Bonnyaud C, Bensmail D, Zory R. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients. *PloS One*. 2013;8(6):e66421.
176. Stanhope VA, Knarr BA, Reisman DS, Higginson JS. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2014 May;29(5):518–22.
177. Little VL, McGuirk TE, Patten C. Impaired limb shortening following stroke: what's in a name? *PloS One*. 2014;9(10):e1110140.
178. Mah CD, Hulliger M, O'Callaghan IS, Lee RG. Quantitative kinematics of gait patterns during the recovery period after stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc*. 1999 Oct;8(5):312–29.
179. Belda Lois JM, Vivas Broseta MJ, Mena del Horno S, Sánchez Sánchez M-L, Matas Osa M, Viosca Herrero E. Functional Data Analysis for Gait Analysis after Stroke. In: Pons JL, Torricelli D, Pajaro M, editors. *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation* [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2013 [cited 2017 Apr 15]. p. 775–9. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-34546-3_126
180. Belda Lois JM, Sanchez Sanchez ML. A new methodology for Functional Principal Component Analysis from scarce data. Application to stroke rehabilitation. In *IEEE*; 2015 [cited 2017 Apr 15]. p. 4602–5. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7319419/>

181. Sánchez Sánchez M, Belda Lois JM, Mena del Horno S, Viosca Herrero E, Gisbert Morant B, Igual Camacho C, et al. Functional principal component analysis as a new methodology for the analysis of the impact of two rehabilitation protocols in functional recovery after stroke. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2014;11(1):134.
182. Newman M. The process of recovery after hemiplegia. *Stroke.* 1972 Dec;3(6):702–10.
183. Hara Y. Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients. *J Nippon Med Sch Nippon Ika Daigaku Zasshi.* 2015;82(1):4–13.
184. Nelles G, Spiekermann G, Jueptner M, Leonhardt G, Müller S, Gerhard H, et al. Reorganization of sensory and motor systems in hemiplegic stroke patients. A positron emission tomography study. *Stroke.* 1999 Aug;30(8):1510–6.
185. Viosca Herrero, Enrique. Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha normal y del amputado tibial. [Valencia, España]: Politécnica de Valencia; 1993.
186. Rinaldi LA, Monaco V. Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed. *J Neuroengineering Rehabil.* 2013 Jun 12;10(1):53.
187. Shepherd RB. Adaptive Motor Behaviour in Response to Perturbations of Balance. *Physiother Theory Pract.* 1992 Jan;8(3):137–43.
188. Dorsch S, Ada L, Canning CG, Al-Zharani M, Dean C. The strength of the ankle dorsiflexors has a significant contribution to walking speed in people who can walk independently after stroke: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012 Jun;93(6):1072–6.

ANEXOS

ANEXOS.

Anexo A: Aprobación del Comité Ético de Investigación Biomédica, hoja informativa al paciente, consentimiento informado y autorización para la toma de imágenes.

 GENERALITAT VALENCIANA CONSELLERIA DE SANITAT	 AGÈNCIA VALENCIANA DE SALUT	 LaFe DEPARTAMENT DE SALUT FPNT-CEIB-04 (A)
DICTAMEN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA		
Don Serafin Rodríguez Capellán, Secretario del Comité Ético de Investigación Biomédica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe,		
CERTIFICA		
Que este Comité ha evaluado el Proyecto de Investigación titulado " BETTER: BRAIN-NEURAL COMPUTER INTERACTION FOR EVALUATION AND TESTING OF PHYSICAL THERAPIES IN STROKE REHABILITATION OF GAIT DISORDERS. ", con nº de registro 2010/0455 .		
Que dicho proyecto se ajusta a las normativas éticas sobre investigación biomédica con sujetos humanos y es viable en cuanto al planteamiento científico, objetivos, material y métodos, etc, descritos en la solicitud, así como la Hoja de Información al Paciente y el Consentimiento Informado.		
En consecuencia este Comité acuerda emitir INFORME FAVORABLE de dicho Proyecto de Investigación que será realizado en el Hospital Universitario y Politécnico La Fe por el/la Dr. / Dra. ENRIQUE VIOSCA HERRERO del servicio de REHABILITACION como Investigador Principal.		
Miembros del CEIB:		
Presidente: Dr. JUAN SALOM SANVALERO (Unidad de Circulación Cerebral Experimental)		
Vicepresidente: Dr. JOSE VICENTE CERVERA ZAMORA (Hematología)		
Secretario: D. SERAFIN RODRIGUEZ CAPELLAN (Asesor jurídico)		
Miembros: Dr. SALVADOR ALIÑO PELLICER (Catedrático Farmacólogo Clínico) Dra. BELEN BELTRAN NICLOS (Medicina Digestiva) Dra. INMACULADA CALVO PENADES (Reumatología Pediátrica) Dr. JOSE VICENTE CASTELL RIPOLL (Director de Investigación) Dra. REMEDIOS CLEMENTE GARCIA (Medicina Intensiva) (Miembro CBA) Dra. MARIA JOSE GOMEZ-LECHON MOLINER (Investigadora del Grupo Acreditado en Hepatología Experimental) Dr. RAMIRO JOVER ATIENZA (Doctor en biología-Universidad de Valencia- Unidad de Bioquímica y Biología Molecular) Dr. JAVIER PEMAN GARCIA (Investigador del Grupo Acreditado multidisciplinar para el estudio de la Infección Grave) Dr. ALFREDO PERALES MARIN (Jefe de Servicio - Obstetricia) Dr. JOSE LUIS PONCE MARCO ((Unidad de Cirugía Endocrino Metabólica) Dr. JOSE LUIS VICENTE SANCHEZ (Jefe de sección-Unidad de Reanimación) Dra. PILAR SAENZ GONZALEZ (Neonatología) Dr. MELCHOR HOYOS GARCIA (Gerente del Departamento de salud nº 7-La Fe) Dra. BEGOÑA POLO MIQUEL ((Gastroenterología Pediátrica) Dr. ISIDRO VITORIA MIÑANA (Pediatria) Dra. EUGENIA PAREJA IBARS (Unidad de Cirugía y Trasplante Hepático)		



Dr. JAIME SANZ CABALLER (Investigador del Grupo Acreditado en Hematología y Hemoterapia)
Dra. MARIA LUISA MARTINEZ TRIGUERO (Análisis Clínicos)
Dra. MARIA TORDERA BAVIERA (Farmacéutica del Hospital)
Dr. JESUS DELGADO OCHANDO (Diplomado en Enfermería) (Miembro Comisión de Investigación))
Dr. JOSE MULLOR SANJOSE (Investigador del Grupo de Investigación Traslacional en Enfermedades Neurosensoriales)
Dr. JOSE ANTONIO AZNAR LUCEA (Jefe de Unidad - Hemostasia y Trombosis)
Dr. ENRIQUE VIOSCA HERRERO (Jefe de Servicio - Medicina Física y Rehabilitación)
Dr. RAFAEL BOTELLA ESTRADA (Dermatología)

Firmado:

Fdo.: Don Serafín Rodríguez Capellán
Secretario del Comité Ético de Investigación Biomédica

HOJA INFORMATIVA AL PACIENTE

Para Proyectos de Investigación

TÍTULO DEL ESTUDIO: “Proceso de recuperación tras el ictus”

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Miguel Matas Osa. Servicio de Rehabilitación.

Contacto: miguel.matas@uv.es

CENTRO: Hospital Universitario i Politècnic La Fe.

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 ESTUDIO¹

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 equilibrio.
- 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 del mes de Abril de 2011.

¹ La información contenida debe ser relevante, expresada en términos claros y comprensibles para los sujetos.

4. BENEFICIOS Y RIESGOS DERIVADOS DE SU PARTICIPACIÓN EN EL 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 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

Anexo A

tanto, su identidad no será revelada a persona alguna salvo excepciones², 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.

² Si existen excepciones se deberán explicar aquí.

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:.....
.....

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:



AUTORIZACIÓN

D/Dña _____

con DNI _____

Telf. _____

e-

mail _____

MANIFIESTA

I.- Que, con motivo de

_____ autoriza a los medios de comunicación a tomar imágenes de su persona en el Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia.

II.- Que el que suscribe acepta intervenir en los respectivos programas, para lo cual cede y transmite en exclusiva a los distintos medios de comunicación los derechos de imagen que puedan corresponderle por su intervención.

Y para que así conste a todos los efectos, firmo la presente autorización en

Valencia, a ___ de _____ de 2011

Firmado _____

Anexo B: Escalas de valoración clínica.

CLASIFICACIÓN FUNCIONAL DEL CAMBIO POSTURAL DEL HOSPITAL DE SAGUNTO (CaPHS).

Nivel 0: Cambio postural imposible o nulo. El cambio de postura es imposible por cualquier motivo: mal estado general, hipotensión ortostática, vértigo, ictus severo, etc. **Nivel 1: 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 2 brazos o del cuerpo.

Nivel 1: 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 2 brazos o del cuerpo.

Nivel 2: 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.

Nivel 3: 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 (< de 5 veces), por fatiga.

Nivel 4: Cambio postural evolucionado, pero anormal. El sujeto cambia de postura varias veces seguidas (≥ 5 veces), pero habrá alguna circunstancia que nos indique que es anormal, ya sea por temblor o ataxia del tronco, o habitualmente por mayor lentitud (> 5 segundos en el primer cambio postural).

Nivel 5: Cambio postural normal. El cambio postural es normal, rápido (≤ 5 segundos) y estético.

CLASIFICACIÓN FUNCIONAL DE LA SEDESTACION DEL HOSPITAL DE SAGUNTO (SedHS):

Nivel 0: Imposible o nula. La sedestación es imposible por cualquier motivo: mal estado general, hipotensión ortostática, vértigo, ictus severo en fase aguda o con lesiones muy extensas etc.

Nivel 1: No funcional o completamente apoyada. La sedestación es tan precaria que sólo es posible en sillas de respaldo alto, con reposacabezas y/o cinturón de tronco o chaleco, o silla de ruedas que permitan una inclinación del respaldo.

Nivel 2: Mano-dependiente o con apoyo. La sedestación sólo es posible: 1) en asientos con respaldo, 2) o en una silla sin respaldo, pero con apoyo de las manos en el asiento o en la cama, 3) o apoyando las manos en el reposabrazos.

Nivel 3: Libre, independiente e inicial. La función de sedestación no depende del apoyo de las manos, es independiente pero de corta duración, entre 5 segundos y 3 minutos. La sedestación puede mantenerse en asientos sin respaldo y sin apoyar las manos, o al borde de la cama o camilla de exploración. El paciente se cae espontáneamente o ante pequeños empujones (salvo que apoye las manos). Se desestabiliza pronto y fácilmente.

Nivel 4: Prolongada, pero anormal. Puede sentarse en cualquier asiento, durante un tiempo más "prolongado" (> de 3 minutos). Ya no se desestabiliza fácilmente. Pero la sedestación es anormal, 1) bien porque se desestabiliza ante pequeños o moderados empujones, o con los ojos cerrados 2) o porque es claramente asimétrica la postura del tronco, o con cifosis lumbar, o por hemiparesia franca, o por cualquier otro motivo.

Nivel 5: Normal. La sedestación es de aspecto normal (estética), permanente y estable (incluso en asientos basculantes, o se mantiene estable al cruzar las piernas, o cuando se intenta desestabilizar al sujeto imprimiéndole

empujones moderados, o al cerrar los ojos, mover la cabeza o elevar los brazos en alto). La única manera de desestabilizarlo es con grandes empujones, pero aun así mantiene la sedestación.

CLASIFICACIÓN FUNCIONAL DE LA BIPEDESTACIÓN DEL HOSPITAL DE SAGUNTO (BipHS):

Nivel 0: Imposible o nula. La bipedestación es imposible por cualquier motivo: molestado general, hipotensión ortostática, ictus grave en fase aguda, nulo control cefálico, etc. No es posible ni siquiera en el plano inclinado.

Nivel 1: No funcional o completamente dependiente. La bipedestación es posible con un bipedestador, en las espaldas o con el paciente fuertemente cogido por uno o dos exploradores de los 2 brazos o del cuerpo haciendo bastante fuerza.

Nivel 2: Mano dependiente o con apoyo. Para mantener la bipedestación tan sólo necesita un punto de apoyo escaso, un contacto o un andador. Es el propio paciente el que se coge, pero sin necesitar fuerte ayuda por parte del observador.

Nivel 3: Libre, independiente, de corta duración. El paciente se mantiene en bipedestación solo, sin ayuda del explorador ni ningún apoyo externo, con los ojos abiertos y los pies separados. Se mantiene durante un mínimo de 5s (>5 s).

Nivel 4: Prolongada o evolucionada, pero anormal. El paciente mantiene mucho tiempo la bipedestación (> 3 min.). Además, es capaz de mantenerla ante empujones leves o moderados (aunque tenga que apoyarse), pero hay alguna circunstancia que indica que es anormal, ya sea por hemiparesia evidente, temblor, ataxia o por cualquier otro motivo.

Nivel 5: Normal. La bipedestación es estable y “normal” desde el punto de vista de la estética. El paciente la mantiene sin ninguna limitación de tiempo, incluso la realiza con los ojos cerrados y los pies juntos. Ni siquiera se cae ante empujones moderados o importantes. Consigue mantenerse en apoyo monopodal, indistintamente sobre ambas extremidades inferiores, durante más de 5s.

CLASIFICACIÓN FUNCIONAL DE LA MARCHA DEL HOSPITAL DE SAGUNTO (FacHS).

Nivel 0: Deambulaci3n imposible o nula. Incapacidad absoluta para caminar. Ni siquiera lo consigue con ayuda extraordinaria.

Nivel 1: Deambulaci3n no funcional. La deambulaci3n s3lo es posible en las barras paralelas, dentro del gimnasio terap3utico, o con ayuda permanente de 1-2 personas.

Nivel 2: 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.

Nivel 3: 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).

Nivel 4: 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.

Nivel 5: 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 tandem”, con una apariencia de normalidad. La marcha “en tandem” es la que consideramos como prueba de normalidad o “prueba del 5”.

**FUNCTIONAL AMBULATION CLASSIFICATION
MASSACHUSETTS (FAC).**

<p>Marcha no funcional:</p> <p>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.</p>	0
<p>Marcha dependiente de asistencia física (nivel II):</p> <p>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.</p>	1
<p>Marcha dependiente de asistencia física (nivel I):</p> <p>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.</p>	2
<p>Marcha dependiente de supervisión:</p> <p>El paciente puede caminar por superficies llanas sin contacto manual de otra persona, pero por seguridad requiere vigilancia de una sola persona por diferentes causas</p>	3
<p>Marcha independiente en superficies llanas:</p> <p>El paciente puede caminar de forma independiente por superficies llanas, pero necesita ayuda o supervisión física para: subir escaleras, rampas o superficies con desnivel.</p>	4
<p>Marcha independiente:</p> <p>El paciente puede caminar de forma independiente en las superficies llanas y con desniveles, escaleras y rampas.</p>	5

ÍNDICE DE BARTHEL DE LAS ACTIVIDADES BÁSICAS DE LA VIDA DIARIA(BI).

Parámetro	Situación del paciente	Puntuación
Comer	Totalmente independiente	10
	Necesita ayuda para cortar carne, el pan, etc.	5
	Dependiente	0
Lavarse	Independiente: entra y sale solo del baño	5
	Dependiente	0
Vestirse	Independiente: capaz de ponerse y de quitarse la ropa, abotonarse, atarse los zapatos	10
	Necesita ayuda	5
	Dependiente	0
Arreglarse	Independiente: para lavarse la cara, las manos, peinarse, afeitarse, maquillarse, etc.	5
	Dependiente	0
Deposiciones	Continencia normal	10
	Ocasionalmente algún episodio de incontinencia, o necesita ayuda para administrarse	5

	supositorios o lavativas	
	Incontinente. Más de un episodio semanal	0
Micción	Continencia normal, o es capaz de cuidarse de la sonda si tiene una puesta	10
	Un episodio diario como máximo de incontinencia, o necesita ayuda para cuidar de la sonda	5
	Incontinencia	0
Usar el retrete	Independiente. Entra y sale solo y no necesita ayuda alguna por parte de otra persona	10
	Necesita ayuda. Capaz de manejarse con una pequeña ayuda; es capaz de usar el cuarto de baño. Puede limpiarse solo	5
	Dependiente. Incapaz de acceder a él o de utilizarlo sin ayuda mayor	0
Trasladarse	Independiente para ir del sillón a la cama	15
	Mínima ayuda física o supervisión para hacerlo	10
	Necesita gran ayuda, pero es capaz de mantenerse sentado solo	5

Anexo B

	Dependiente	0
Deambular	Independiente, camina solo 50 metros	15
	Necesita ayuda física o supervisión para caminar 50 metros	10
	Independiente en silla de ruedas sin ayuda	5
	Dependiente	0
Escalones	Independiente para bajar y subir escaleras	10
	Necesita ayuda física o supervisión para hacerlo	5
	Dependiente	0

Resultado	Grado de dependencia
< 20	Total
20-35	Grave
40-55	Moderado
≥ 60	Leve
100	Independiente

ESCALA DE EQUILIBRIO DE BERG (BBS).

Consta de 14 ítems que se puntúan de 0 a 4. (TOTAL: 0 - 56)

En la puntuación: siempre hay que señalar la más baja que corresponda.

1. PASO DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN

Instrucción: Por favor, levántese. Intente no usar sus manos como apoyo.

4. Capaz de levantarse sin usar las manos y estabilizarse de forma independiente
3. Capaz de levantarse sólo, usando las manos
2. Capaz de levantarse usando las manos tras varios intentos
1. Necesita ayuda mínima para levantarse o estabilizarse
0. Necesita ayuda moderada o máxima para levantarse

2. BIPEDESTACIÓN SIN APOYOS

Instrucción: Manténgase de pie durante 2 minutos sin apoyarse en ningún sitio.

4. Capaz de permanecer de pie 2 minutos con seguridad
3. Capaz de permanecer de pie 2 minutos bajo supervisión
2. Capaz de permanecer de pie 30 segundos, sin apoyo
1. Necesita varios intentos para permanecer de pie 30 segundos sin apoyo
0. Incapaz de permanecer de pie 30 segundos sin ayuda

Si es capaz de permanecer de pie 2 minutos con seguridad, dar máxima puntuación a la sedestación sin respaldo y pasa al ítem 4.

3. SEDESTACIÓN SIN RESPALDO, CON LOS PIES EN EL SUELO

Instrucción: Manténgase sentado durante 2 minutos, con los brazos cruzados.

4. Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos con seguridad y firmeza

3. Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión

2. Capaz de permanecer sentado durante 30 segundos

1. Capaz de permanecer sentado durante 10 segundos

0. Incapaz de permanecer sentado sin respaldo durante 10 segundos

4. PASO DE BIPEDESTACIÓN A SEDESTACIÓN

Instrucción: Siéntese, por favor.

4. Se sienta con seguridad, con uso mínimo de las manos

3. Controla el descenso usando las manos

2. Hace contactar las pantorrillas con la silla para controlar el descenso.

1. Se sienta solo, pero el descenso no es controlado

0. Necesita ayuda para sentarse

5. TRANSFERENCIAS

Instrucción: transferencia en pivote. Pida al paciente q pase primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoya brazos.

Una vez hacia una silla con reposabrazos y otra vez hacia una silla sin reposabrazos.

4. Capaz de transferir con seguridad, con mínimo uso de las manos

3. Capaz de transferir con seguridad, usando claramente las manos

2. Capaz de transferir con apoyo verbal y/o supervisión

1. Necesita la ayuda de una persona

0. Necesita la ayuda o supervisión de 2 personas para hacerlo con seguridad

6. PERMANECER DE PIE SIN APOYO CON LOS OJOS CERRADOS

Instrucción: Cierre sus ojos y permanezca de pie durante 10 segundos.

4. Capaz de permanecer de pie 10 segundos con seguridad

3. Capaz de permanecer de pie 10 segundos bajo supervisión

2. Capaz de permanecer de pie 3 segundos

1. Incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos, pero permanece estable

0. Necesita ayuda para evitar la caída

7. PERMANECER DE PIE SIN APOYO CON LOS PIES JUNTOS

Instrucción: Junte sus pies y permanezca de pie, sin apoyarse.

Anexo B

4. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con seguridad
3. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con supervisión
2. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 30 segundos
1. Necesita ayuda para mantener la posición pero es capaz de permanecer 15 'con los pies juntos
0. Necesita ayuda para mantener la posición y es incapaz de permanecer de pie durante 15'.

Los siguientes apartados se hacen mientras el sujeto está de pie, sin apoyo.

8. INCLINARSE HACIA ADELANTE CON LOS BRAZOS EXTENDIDOS

Instrucción: Levante sus brazos hacia delante 90°. Estire sus dedos e inclínese hacia delante tanto como pueda. (El examinador coloca una regla en la punta de los dedos cuando los brazos están flexionados a 90°. Los dedos no deben tocar la regla mientras se inclina. La medida registrada es la distancia hacia adelante que los dedos alcanzan mientras el sujeto está en la posición más adelantada.

4. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad >10 pulgadas (>25 cm.)
3. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad > 5 pulgadas (>12,5 cm.)
2. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad > 2 pulgadas (> 5 cm.)
1. Se inclina hacia delante, pero necesita supervisión
0. Necesita ayuda para evitar caerse

9. COGER OBJETOS DEL SUELO

Instrucción: coja el zapato/zapatilla colocado enfrente de sus pies.

4. Capaz de coger la zapatilla con seguridad y facilidad. Lo hace con seguridad y facilidad
3. Capaz de coger la zapatilla, pero necesita supervisión
2. Incapaz de cogerla, pero se acerca hasta 2-5 cm. y mantiene el equilibrio solo
1. Incapaz de cogerlo y necesita supervisión mientras lo intenta
0. Incapaz de hacerlo / necesita ayuda para evitar la caída

10. GIRARSE PARA MIRAR ATRÁS, POR ENCIMA DE LOS HOMBROS IZQUIERDO Y DERECHO

Instrucción: Gírese hacia la izquierda para mirar detrás de Vd. (por encima del hombro izquierdo). Repita por el lado derecho.

4. Mira atrás por ambos lados y mantiene bien el equilibrio
3. Mira atrás solo por un lado; por el otro lado mantiene peor el equilibrio
2. Gira hacia un lado solamente pero mantiene el equilibrio
1. Necesita supervisión mientras hace el giro
0. Necesita ayuda para evitar caerse

11. GIRO DE 360º

Instrucción: Gire sobre sí mismo dando una vuelta entera. Descanse. Ahora dé una vuelta entera en la otra dirección.

Anexo B

4. Capaz de girar con seguridad en < 4 segundos por ambos lados
3. Capaz de girar en < 4 segundos solo por un lado
2. Capaz de girar 360º con seguridad pero más lentamente
1. Necesita supervisión o apoyo verbal
0. Necesita ayuda mientras gira

12. CONTAR EL NÚMERO DE VECES QUE PUEDE PONER EL PIE SOBRE UN TABURETE (ALTERNANDO LOS PIES)

Instrucción: Ponga cada pie, alternativamente, sobre el taburete. Continúe hasta que cada pie haya tocado el taburete cuatro veces.

4. Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en 20´
3. Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en más de 20´
2. Capaz de completar 4 pasos (toques) sin ayuda, con supervisión
1. Capaz de completar más de dos pasos (toques) con asistencia mínima
0. Necesita asistencia para evitar la caída / incapaz de hacerlo

13. BIPEDESTACIÓN SIN APOYO, CON UN PIE DELANTE DEL OTRO

Instrucción: (Demuéstrelo al sujeto): Ponga un pie delante del otro, tocándose. Si cree que no puede hacerlo, intente que estén lo más cerca posible el talón de un pie con los dedos del otro pie.

4. Capaz de poner los pies en posición de tándem solo y aguanta 30 segundos

3. Capaz de poner un pie delante del otro solo y aguanta 30 segundos.
2. Da un pequeño paso, pero se mantiene 30 segundos
1. Necesita ayuda pero se mantiene 15 segundos
0. Pierde el equilibrio mientras da el paso o permanece de pie

14. BIPEDESTACIÓN SOBRE UNA PIERNA

Instrucción: Permanezca apoyado sobre una pierna todo el tiempo que pueda, sin cogerse de ningún sitio.

4. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 10´
3. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante 5-10 segundos
2. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 3 segundos
1. Intenta levantar una pierna; incapaz de mantenerse 3 segundos, pero permanece de pie solo
0. Incapaz de hacerlo o necesita asistencia para prevenir una caída

PUNTUACIÓN TOTAL: / 56

ESCALA NEUROLÓGICA CANADIENSE (CNS).

ESTADO MENTAL	
<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.1)FUNCIONES MOTORAS <i>(Sin defecto de comprensión)</i>	
<i>Cara</i>	
Ninguna	0,5
Presente	0
<i>Brazo proximal</i>	
Ninguna	1,5
Leve	1

Significativa	0,5
Total o máxima	0
Brazo distal	
Ninguna	1,5
Leve	1
Significativa	0,5
Total o máxima	0
Pierna	
Ninguna	1,5
Leve	1
Significativa	0,5
Total o máxima	0
Puntuación total:	

TEST DE CONTROL DE TRONCO (TCT).

T1: en decúbito supino, volteo hacia el lado pléjico	0	12	25
T2: en decúbito supino, volteo hacia el lado	0	12	25
T3: transferencia de decúbito supino a sedestación	0	12	25
T4: sentarse en la cama con los pies colgando en una posición equilibrada durante 30 segundos	0	12	25

TEST MUSCULAR MANUAL (MMT).

Grado 0: no se detecta contracción activa en la palpación ni en la inspección visual.

Grado 1: se ve o se palpa contracción muscular, pero es insuficiente para producir el movimiento del segmento explorado.

Grado 2: contracción débil, pero capaz de producir el movimiento completo cuando la posición minimiza el efecto de la gravedad (sobre el plano horizontal).

Grado 3: la contracción es capaz de ejecutar el movimiento completo y contra la acción de la gravedad.

Grado 4: la fuerza no es completa, pero puede producir un movimiento contra la gravedad y contra una resistencia manual de mediana magnitud.

Grado 5: la fuerza es normal y contra una resistencia manual máxima por parte del examinador.

ESCALA DE ASWORTH MODIFICADA (MAS).

Sin aumento del tono muscular	0
Ligero aumento del tono muscular, manifestado por bloqueo, prensión y liberación o por una resistencia mínima al final del arco de movimiento.	1
Ligero aumento del tono muscular, manifestado por prensión seguida de resistencia mínima a lo largo de menos de la mitad del arco de movimiento.	1+
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.	2
Aumento considerable del tono muscular, el movimiento pasivo resulta difícil.	3
La parte afectada está rígida.	4

TIMED UP AND GO TEST (TUG).

Valora el tiempo invertido por el sujeto en levantarse de una silla, caminar tres metros, darse la vuelta, volver a la silla y sentarse.

CUESTIONARIO DE MOTIVACIÓN INTRÍNSECA.

Totalmente desacuerdo 0 1 2 3 4 5 6 7 Totalmente de acuerdo.

1. Me gustan estos ejercicios.
2. Creo que realizo bien estos ejercicios.
3. Me esfuerzo mucho en la realización de los ejercicios.
4. Es importante para mí hacer bien los ejercicios.
5. Me siento tenso cuando realizo los ejercicios.
6. Le pongo mucho empeño a la realización de los ejercicios.
7. Los ejercicios me parecen divertidos.
8. Los ejercicios me parecen interesantes.
9. Estoy satisfecho con cómo realizo los ejercicios.
10. Me siento presionado cuando realizo los ejercicios.
11. Siento ansiedad cuando realizo los ejercicios.
12. No me esfuerzo mucho al hacer los ejercicios.
13. Mientras realizo los ejercicios pienso en lo mucho que me gustan.
14. Me siento capaz de realizar los ejercicios
15. Me siento relajado durante los ejercicios.
16. Pienso que soy bastante bueno realizando los ejercicios.
17. Los ejercicios no atraen mi atención.
18. Creo que no estoy capacitado para realizar los ejercicios.

Anexo C: Análisis estadístico complementario.**C.1. Descripción de los resultados por fases, de la aplicación de las escalas que valoran la función corporal.**

CNS.						
	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
A	4,568	2	4,5	5	5	5
B	6,694	2	5,875	7	8	9,5
TOTAL	6,694	2	5,875	7	8	9,5

EVA.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F2	1,488	0	0	0	0	8
F3	0,9625	0	0	0	0	6,1
F4	0,3542	0	0	0	0	6
F5	0,3074	0	0	0	0	5
F6	0,8926	0	0	0	0	6
F7	1,109	0	0	0	0	6,2
F8	1,111	0	0	0	0	9

MAS. Cuádriceps.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F2	0,2333	0	0	0	0	3
F3	0,3667	0	0	0	0,75	3
F4	0,3929	0	0	0	1	2
F5	0,5517	0	0	0	1	2
F6	0,3929	0	0	0	0	2
F7	0,5517	0	0	0	0,5	3
F8	0,3929	0	0	0	0	3

Psoas.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F2	0,1	0	0	0	0	2
F3	0,1379	0	0	0	0	2
F4	0,071	0	0	0	0	1
F5	0	0	0	0	0	0
F6	0	0	0	0	0	0
F7	0	0	0	0	0	0
F8	0,03571	0	0	0	0	1

Tibial anterior.

Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F2	0,1333	0	0	0	0	2
F3	0,2333	0	0	0	0	2
F4	0,3214	0	0	0	0	3
F5	0,2414	0	0	0	0	4
F6	0,1429	0	0	0	0	3
F7	0,2174	0	0	0	0	3
F8	0,25	0	0	0	0	2

MMT.

Psoas

Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	3,105	0	3	4	4	5
F2	3,545	2	3	4	4	5
F3	3,433	2	3	3	4	5
F4	3,815	2	3	4	4	5
F5	3,966	3	4	4	4	5
F6	4,107	3	4	4	5	5
F7	4,304	3	4	4	5	5
F8	4,179	2	4	4	5	5

Cuádriceps.

Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	3,158	0	3	4	4	5
F2	3,794	2	3	4	4	5
F3	3,903	2	3	4	5	5
F4	4,444	3	4	5	5	5
F5	4,483	3	4	5	5	5
F6	4,571	3	4	5	5	5
F7	4,348	3	4	4	5	5
F8	4,481	2	4	5	5	5

Tibial anterior.

Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	2,676	0	1	3	4	5
F2	3,147	0	3	3,5	4	5
F3	3	0	3	3	4	5
F4	3,852	0	3	4	5	5
F5	3,828	0	3	4	5	5
F6	3,929	0	3	4	5	5
F7	3,763	0	3	4	5	5
F8	3,963	0	3	4	5	5

C.2. Descripción de los resultados por fases, de la aplicación de las escalas que valoran la actividad funcional

Bl.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	25,92	0	5	25	35	85
F2	50,44	20	35	55	65	95
F3	60,16	25	37,5	60	80	100
F4	79,11	45	73,75	75	90	100
F5	83,28	30	80	85	95	100
F6	84,29	40	78,75	85	95	100
F7	85	35	80	85	97,5	100
F8	89,11	60	85	90	95	100

BBS.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	11,71	0	3	5	15	49
F2	22,39	3	6	20	35	49
F3	28,37	3	6,25	32,5	49,75	56
F4	40	36	38	40	42	44
F5	44,52	6	42	46	51	56
F8	48,68	35	46	49,5	53,25	59

FAC.						
Fase	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.	
F1	0	0	0	0,75	4	
F2	0	0,25	1,5	3	4	
F3	0	1	2	3	5	
F4	0	3	3	4	5	
F5	2	3	4	4	5	
F6	2	3,75	4	5	5	
F7	3	3,5	4	4,5	5	
F8	3	4	4	5	5	

FACHS.					
Fase	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	0	0	1	1	3
F2	0	1	1,5	2	4
F3	0	1	2	3	4
F4	1	2	3	3,25	5
F5	2	3	3	4	5
F6	3	3	4	4	5
F7	2	3	3	4	5
F8	2	3	3,5	4	5

TUG.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	19,5	14	16,75	19,5	22,25	25
F2	23	10	15	21	26,5	46
F3	19,08	5	11,5	17,5	25,25	46
F4	20,78	1,24	10,75	19,5	26	67
F5	18,65	6	10	14	25,5	49
F6	15,92	5	10,25	14,5	20,75	36
F7	16,5	5	10	14	21,75	76
F8	15,87	1,04	9,75	12,5	20,5	45

CapsHS.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	2,447	1	2	2	3	4
F2	2,788	1	2	3	4	4

BipHS.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	1,947	0	1	1	3	4
F2	3	1	2	3	4	4

SedHS.						
Fase	Media	Min.	P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	3,553	1	3	4	4	5
F2	4,182	3	4	4	5	5

Fase	Media	Min.	TCT.			
			P.25	Mediana	P.75	Max.
F1	40,24	0	24	37	49	100
F2	57,09	12	37	61	74	100

C.3: Resultados completos del análisis de correlación entre las variables biomecánicas y las escalas clínicas de valoración.

		DiaAlta	BI	FAC
FE.CaderaS	cor	-0,3037	-0,04576	0,02061
	N	64	64	64
	CI*	(-0,511,-0,062)	(-0,288,0,202)	(-0,226,0,265)
	stat**	-2,51 (62)	-0,3607 (62)	0,1623 (62)
	p-value	0,0147	0,7196	0,8716
FE.RodillaS	cor	-0,1604	-0,1098	0,006813
	N	64	64	64
	CI*	(-0,390,0,088)	(-0,346,0,139)	(-0,239,0,252)
	stat**	-1,279 (62)	-0,8699 (62)	0,05364 (62)
	p-value	0,2056	0,3877	0,9574
FE.Tobillos	cor	-0,154	0,06439	0,08494
	N	64	64	64
	CI*	(-0,385,0,095)	(-0,184,0,305)	(-0,164,0,324)
	stat**	-1,227 (62)	0,508 (62)	0,6712 (62)
	p-value	0,2243	0,6132	0,5046

AA.CaderaS	cor	-0,07337	-0,02605	-0,001115
	N	64	64	64
	CI*	(-0,313,0,175)	(-0,270,0,221)	(-0,246,0,244)
	stat**	-0,5793 (62)	-0,2052 (62)	-0,008777 (62)
	p-value	0,5645	0,8381	0,993
FE.CaderaP	cor	-0,2451	0,0644	0,0739
	N	64	64	64
	CI*	(-0,463,0,000)	(-0,184,0,305)	(-0,175,0,314)
	stat**	-1,991 (62)	0,5081 (62)	0,5835 (62)
	p-value	0,0509	0,6132	0,5617
FE.RodillaP	cor	-0,1021	0,1376	0,2273
	N	64	64	64
	CI*	(-0,339,0,147)	(-0,112,0,370)	(-0,019,0,448)
	stat**	-0,8084 (62)	1,094 (62)	1,838 (62)
	p-value	0,4219	0,2784	0,0709
FE.TobilloP	cor	0,002673	0,287	0,3309
	N	64	64	64
	CI*	(-0,243,0,248)	(0,044,0,497)	(0,092,0,533)
	stat**	0,02105 (62)	2,359 (62)	2,761 (62)
	p-value	0,9833	0,0215	0,0076

AA.CaderaP	cor	-0,1245	0,17	0,1308
	N	64	64	64
	CI*	(-0,359,0,125)	(-0,079,0,399)	(-0,118,0,364)
	stat**	-0,9877 (62)	1,358 (62)	1,039 (62)
	p-value	0,3271	0,1794	0,3029
Desfase	cor	-0,08093	-0,1343	-0,1266
	N	64	64	64
	CI*	(-0,320,0,168)	(-0,367,0,115)	(-0,361,0,123)
	stat**	-0,6393 (62)	-1,067 (62)	-1,005 (62)
	p-value	0,525	0,2901	0,3189
CtrlPelvis	cor	0,08866	0,2218	0,359
	N	64	64	64
	CI*	(-0,160,0,327)	(-0,025,0,443)	(0,124,0,555)
	stat**	0,7008 (62)	1,791 (62)	3,028 (62)
	p-value	0,486	0,0782	0,0036

		FACHS	TUG	MMT
FE.CaderaS	cor	0,03258	-0,1964	0,08178
	N	64	63	64
	CI*	(-0,214,0,276)	(-0,423,0,053)	(-0,167,0,321)
	stat**	0,2567 (62)	-1,565 (61)	0,6461 (62)
	p-value	0,7983	0,1228	0,5206

FE.RodillaS	cor	-0,04953	-0,2138	0,1067
	N	64	63	64
	CI*	(-0,291,0,198)	(-0,438,0,035)	(-0,142,0,343)
	stat**	-0,3905 (62)	-1,709 (61)	0,8448 (62)
	p-value	0,6975	0,0925	0,4015
FE.TobilloS	cor	0,09755	-0,2296	0,1073
	N	64	63	64
	CI*	(-0,151,0,335)	(-0,451,0,019)	(-0,142,0,344)
	stat**	0,7718 (62)	-1,843 (61)	0,8501 (62)
	p-value	0,4432	0,0703	0,3986
AA.CaderaS	cor	-0,02564	0,1208	0,03352
	N	64	63	64
	CI*	(-0,269,0,221)	(-0,130,0,357)	(-0,214,0,277)
	stat**	-0,202 (62)	0,9501 (61)	0,2641 (62)
	p-value	0,8406	0,3458	0,7926
FE.CaderaP	cor	0,09948	-0,3961	0,2792
	N	64	63	64
	CI*	(-0,15,0,337)	(-0,586,-0,164)	(0,035,0,491)
	stat**	0,7872 (62)	-3,369 (61)	2,29 (62)
	p-value	0,4341	0,0013	0,0254

FE.RodillaP	cor	0,2511	-0,3684	0,4609
	N	64	63	64
	CI*	(0,005,0,468)	(-0,564,-0,132)	(0,242,0,634)
	stat**	2,043 (62)	-3,095 (61)	4,09 (62)
	p-value	0,0453	0,003	1,00e-04
FE.TobilloP	cor	0,2733	-0,327	0,4259
	N	64	63	64
	CI*	(0,029,0,486)	(-0,531,-0,086)	(0,201,0,608)
	stat**	2,237 (62)	-2,702 (61)	3,706 (62)
	p-value	0,0289	0,0089	5,00e-04
AA.CaderaP	cor	0,1175	0,03754	0,008131
	N	64	63	64
	CI*	(-0,132,0,353)	(-0,212,0,282)	(-0,238,0,253)
	stat**	0,9319 (62)	0,2934 (61)	0,06402 (62)
	p-value	0,355	0,7702	0,9492
Desfase	cor	-0,003318	0,1826	-0,2058
	N	64	63	64
	CI*	(-0,248,0,242)	(-0,068,0,411)	(-0,429,0,042)
	stat**	-0,02612 (62)	1,451 (61)	-1,656 (62)
	p-value	0,9792	0,152	0,1028

CtrlPelvis	cor	0,3099	-0,5223	0,2871
	N	64	63	64
	CI*	(0,069,0,516)	(-0,681,-0,315)	(0,044,0,497)
	stat**	2,567 (62)	-4,783 (61)	2,36 (62)
	p-value	0,0127	0	0,0214

		MAS	Cadencia
FE.CaderaS	cor	-0,02062	-0,4045
	N	64	64
	CI*	(-0,265,0,226)	(-0,591,-0,176)
	stat**	-0,1624 (62)	-3,482 (62)
	p-value	0,8715	9,00e-04
FE.RodillaS	cor	0,07049	-0,4168
	N	64	64
	CI*	(-0,178,0,310)	(-0,601,-0,190)
	stat**	0,5564 (62)	-3,611 (62)
	p-value	0,58	6,00e-04
FE.TobilloS	cor	-0,01005	-0,2598
	N	64	64
	CI*	(-0,255,0,236)	(-0,475,-0,014)
	stat**	-0,07916 (62)	-2,119 (62)
	p-value	0,9372	0,0381

AA.CaderaS	cor	-0,03175	-0,3649
	N	64	64
	CI*	(-0,275,0,215)	(-0,560,-0,130)
	stat**	-0,2502 (62)	-3,086 (62)
	p-value	0,8033	0,003
FE.CaderaS	cor	-0,1551	-0,2192
	N	64	64
	CI*	(-0,386,0,094)	(-0,441,0,028)
	stat**	-1,236 (62)	-1,769 (62)
	p-value	0,2211	0,0818
FE.RodillaS	cor	-0,4636	-0,1973
	N	64	64
	CI*	(-0,636,-0,245)	(-0,422,0,050)
	stat**	-4,12 (62)	-1,585 (62)
	p-value	1,00E-04	0,1181
FE.Tobillos	cor	-0,3612	0,1365
	N	64	64
	CI*	(-0,557,-0,126)	(-0,113,0,369)
	stat**	-3,05 (62)	1,085 (62)
	p-value	0,0034	0,2822

AA.CaderaS	cor	-0,05797	-0,411
	N	64	64
	CI*	(-0,299,0,190)	(-0,596,-0,183)
	stat**	-0,4573 (62)	-3,55 (62)
	p-value	0,6491	7,00e-04
Desfase	cor	0,06547	-0,05492
	N	64	64
	CI*	(-0,183,0,306)	(-0,296,0,193)
	stat**	0,5166 (62)	-0,4331 (62)
	p-value	0,6072	0,6665
CtrlPelvis	cor	-0,07877	0,385
	N	64	64
	CI*	(-0,318,0,170)	(0,153,0,576)
	stat**	-0,6222 (62)	3,285 (62)
	p-value	0,5361	0,0017

** t (df)

* 95% percent interval

C.4. Resumen de las pruebas Anova para las variables biomecánicas en relación con las escalas de valoración funcional valoradas (se indica el p-valor).

	FAC	FACHS	MMT	MAS	BBS	BI	TUG
FE.CaderaS	0,742	0,817	0,348	0,954	0,437	0,720	0,123
FE.RodillaS	0,851	0,878	0,287	0,808	0,730	0,388	0,093
FE.TobilloS	0,529	0,197	0,857	0,992	0,989	0,613	0,070
AA.CaderaS	0,894	0,942	0,984	0,833	0,238	0,838	0,346
FE.CaderaP	0,237	0,623	0,136	0,511	0,981	0,613	0,001
FE.RodillaP	0,038	0,032	0,005	0,001	0,503	0,278	0,003
FE.TobilloP	0,001	0,021	0,013	0,030	0,391	0,021	0,009
AA.CaderaP	0,552	0,408	0,230	0,940	0,463	0,179	0,770
Desfase	0,464	0,641	0,015	0,398	0,979	0,290	0,152
ControlPelvis	0,014	0,082	0,169	0,804	0,001	0,078	0,000

C.5. Análisis de correlación entre los Componentes Principales (PC) y las escalas de valoración clínica.

Pearson's product-moment correlation.

		<i>DiaAlta</i>	<i>TUG</i>	<i>MMT</i>	<i>MAS</i>
PC1	cor	0,233	0,256	-0,222	0,126
	N	64	63	64	64
	CI*	(-0,014,0,453)	(0,009,0,474)	(-0,444,0,025)	(-0,124,0,361)
	stat**	1,885 (62)	2,072 (61)	-1,797 (62)	1 (62)
	p-value	0,0641	0,0425	0,0772	0,3211
PC2	cor	-0,1235	0,7201	-0,5808	0,4136
	N	64	63	64	64
	CI*	(-0,358,0,126)	(0,575,0,821)	(-0,723,-0,391)	(0,187,0,598)
	stat**	-0,9801 (62)	8,104 (61)	-5,618 (62)	3,577 (62)
	p-value	0,3308	0	0	7,00E-04
PC3	cor	0,08255	-0,3327	0,03841	0,06995
	N	64	63	64	64
	CI*	(-0,166,0,322)	(-0,536,-0,09)	(-0,209,0,282)	(-0,179,0,310)
	stat**	0,6522 (62)	-2,756 (61)	0,3027 (62)	0,5521 (62)
	p-value	0,5167	0,0077	0,7631	0,5828

		FAC	FACHS	BI	BBS
PC1	cor	-0,1075	-0,08807	-0,04146	0,08414
	N	64	64	64	29
	CI*	(-0,344,0,142)	(-0,327,0,161)	(-0,284,0,206)	(-0,291,0,437)
	stat**	-0,851 (62)	-0,6961 (62)	-0,3267 (62)	0,4388 (27)
	P-value	0,398	0,4889	0,745	0,6643
PC2	cor	-0,5015	-0,5022	-0,4237	-0,6014
	N	64	64	64	29
	CI*	(-0,665,-0,297)	(-0,666,-0,292)	(-0,606,-0,198)	(-0,793,-0,301)
	stat**	-4,564 (62)	-4,572 (62)	-3,683 (62)	-3,911 (27)
	P-value	0	0	5,00E-04	6,00E-04
PC3	cor	0,1552	0,1853	0,1135	0,3705
	N	64	64	64	29
	CI*	(-0,094,0,386)	(-0,063,0,412)	(-0,136,0,349)	(0,005,0,649)
	stat**	1,237 (62)	1,485 (62)	0,8998 (62)	2,073 (27)
	P-value	0,2207	0,1427	0,3717	0,0479

