

Universidad de Sevilla
Departamento de Fisioterapia

Recuperación de la
marcha durante el
primer año tras el ictus
medido a través de
acelerometría

Marina Castel Sánchez

2015

TESIS DOCTORAL CON MENCIÓN INTERNACIONAL
Tutora Académica: Raquel Chillón Martínez
Tutor Académico: José Jesús Jiménez Rejano



Universidad de Sevilla
Departamento de Fisioterapia

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Tesis presentada por D^a Marina Castel Sánchez, para optar al grado de Doctora con Mención Internacional por la Universidad de Sevilla, dirigida por los Doctores D^a Raquel Chillón Martínez y D. José Jesús Jiménez Rejano.

Sevilla, a 22 de Julio de dos mil quince

El Doctorando

Marina Castel Sánchez

Los Directores

Dra. Raquel Chillón Martínez

Dr. José Jesús Jiménez Rejano



Departamento de Fisioterapia

Dra. Raquel Chillón Martínez, Profesora Contratada adscrita al Departamento de Fisioterapia de la Universidad de Sevilla y **Dr. José Jesús Jiménez Rejano**, Profesor Contratado, adscrito al Departamento de Fisioterapia de la Universidad de Sevilla.

HACEMOS CONSTAR:

Que **D^a. Marina Castel Sánchez** ha realizado, bajo nuestra dirección y coordinación, la Tesis Doctoral titulada: "**Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medida a través de acelerometría**", para optar al grado de Doctora con Mención Internacional por la Universidad de Sevilla, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para su presentación y defensa ante el Tribunal Calificador.

Sevilla, a 22 de Julio de dos mil quince.

Los Directores,

Fdo.: Dra. Raquel Chillón Martínez

Fdo.: Dr. José Jesús Jiménez Rejano

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a las personas que han tutorizado este trabajo, tanto en España como en Holanda. A mis tutores españoles, Raquel Chillón y Jesús Jiménez por su guía académica y su ánimo. Y a mis tutores holandeses, en especial a Hans Bussmann, por la oportunidad que me brindaron de tener una maravillosa experiencia en Róterdam, por todo lo que me han enseñado y por la calidad humana e investigadora que siempre han mostrado. Agradecer a todos la generosidad de los esfuerzos empleados para enseñarme el manejo de los datos acelerométricos y su análisis; toda la inversión intelectual que ha sido necesaria desde el comienzo, con el diseño y definición del proyecto y durante todo el desarrollo del mismo; con la elaboración del artículo y todo el proceso de publicación, y con la finalización y escritura de la tesis doctoral. Todos los tutores y colaboradores me han enseñado la humildad, la paciencia y la disposición a intentar mejorar siempre el trabajo.

Además, a todas las personas que me han ayudado en asuntos informáticos, de análisis estadístico, de manejo de referencias bibliográficas, en ajustes y correcciones del lenguaje, en español y en inglés, tanto en la Universidad de Sevilla como en el departamento de Rehabilitación y Fisioterapia en Róterdam. Muchas gracias a todos estos compañeros que, con educación, cariño y delicadeza me han ayudado tanto.

Por supuesto a mi familia, mi madre, María del Mar, mi hermano, Javier, y mi pareja, Dani, que confían en mí, que ni por un momento han dejado de motivarme y de darme todo su apoyo para seguir caminando con paciencia y constancia a lo largo de todo el camino que ha implicado esta tesis doctoral. Ellos son mi fuerza y me sostienen con toda la inteligencia, la sensibilidad, la comprensión y el amor que me dan.

A mis amigas Paqui y Nazaret, que siempre me tratan y me cuidan como auténticas hermanas y que con tanto cariño me han acompañado.

Y un agradecimiento muy especial a mi niña, que llevo en mi vientre, y que, durante este último periodo, fundamental para concluir el trabajo, me ha acompañado dándome una energía desbordante y todo el ánimo que nunca pensé que una personita tan pequeña fuera capaz de transmitir. Muchas gracias pequeñina.

A todos, muchas gracias.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Problema de investigación	1
1.2	Justificación del estudio	6
2	MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL	13
2.1	Accidente vascular cerebral	13
2.1.1	Concepto y clasificación del ictus.....	13
2.1.2	Epidemiología del ictus.....	15
2.1.3	Clínica, diagnóstico y valoración del ictus desde la fisioterapia neurológica.....	18
2.2	Modelo de análisis de la recuperación después del ictus desde una perspectiva biopsicosocial	20
2.3	Valoración de la marcha en el paciente hemipléjico desde la fisioterapia.....	25
2.4	Reeducación funcional de la marcha tras el ictus	29
2.4.1	Sistemas de reeducación de la marcha tradicionales.....	29
2.4.2	Sistemas de reeducación de la marcha específicos	33
2.5	Acelerometría como método de valoración de la marcha en pacientes con ictus.....	34
2.5.1	Acelerómetros: breve repaso histórico y ventajas sobre otros métodos de monitorización del movimiento	34
2.5.2	Definición y bases físicas de la acelerometría	35
2.5.3	Tipos de acelerómetros	37
2.5.3.1	Acelerómetros piezoeléctricos	37
2.5.3.2	Acelerómetros piezo-resistivos	38
2.5.3.3	Acelerómetros capacitativos	40

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

2.5.4	Descripción del sistema de acelerometría Vitaport	
	Activity Monitor	41
2.5.4.1	Configuración del sistema	42
2.5.4.2	Dispositivo de registro de datos.....	43
2.5.4.3	Análisis con el programa Vitaport Analysis Package	44
2.6	Antecedentes.....	47
2.6.1	Antecedentes de la acelerometría en el análisis de la marcha47	
2.6.1.1	Breve repaso histórico del estudio de la deambulaci3n con aceler3metros	47
2.6.1.2	Aplicaciones clínicas del estudio de la locomoci3n a trav3s de aceler3metros	48
2.6.1.3	Parámetros espacio-temporales de la deambulaci3n medidos con acelerometría.....	51
2.6.2	Monitorizaci3n de la marcha con aceler3metros en pacientes con ictus	55
3	OBJETIVOS E HIP3TESIS	64
3.1	Objetivos de estudio	64
3.1.1	Objetivos generales.....	64
3.1.2	Objetivos específcos	64
3.2	Hip3tesis	65
4	MATERIAL Y MÉTODO	70
4.1	Diseño del estudio	70
4.2	Poblaci3n, muestreo y muestra.....	71
4.2.1	Poblaci3n diana	71
4.2.2	Criterios de selecci3n.....	71
4.2.2.1	Criterios de inclusi3n.....	71
4.2.2.2	Criterios de exclusi3n	71

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

4.2.3	Población experimental, ámbito de estudio y muestreo.....	72
4.2.4	Aspectos éticos.....	72
4.2.5	Muestra: tamaño y características	73
4.2.6	Grupo control	75
4.3	Variables de estudio	76
4.3.1	Variables medidas con acelerometría.....	77
4.3.1.1	Variables de cantidad	78
4.3.1.2	Variables de distribución.....	78
4.3.1.3	Variables de calidad de la marcha.....	79
4.3.2	Otras variables de estudio	81
4.4	Instrumentos de valoración y recogida de datos	82
4.4.1	Acelerómetros y validación del Vitaport Activity Monitor	83
4.4.2	Motor Assessment Scale (MAS).....	87
4.4.3	Functional Independence Measure (FIM).....	89
4.4.4	Test de la marcha en 5 metros (5-meter walking test)	90
4.5	Protocolo de procesamiento y análisis de los datos acelerométricos	91
4.5.1	Análisis automático de los datos	91
4.5.2	Extracción de caracteres.....	92
4.5.2.1	Detección de posturas/movimientos	95
4.5.2.2	Post-procesamiento de los datos obtenidos.....	95
4.6	Análisis de los datos para la obtención de las variables de cantidad	99
4.7	Análisis de los datos para la obtención de las variables de distribución.....	100
4.8	Análisis en Matlab para la obtención de las variables de calidad de la marcha	101
4.9	Análisis estadístico de los datos	104

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

5	RESULTADOS	109
5.1	Resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte durante el primer año tras el ictus	109
5.1.1	Análisis descriptivo de la muestra poblacional	109
5.1.2	Análisis descriptivo de los datos obtenidos	113
5.1.2.1	Descriptivos para las variables de cantidad	114
5.1.2.2	Descriptivos para las variables de distribución	115
5.1.2.3	Descriptivos para las variables de calidad de la marcha	116
5.1.2.4	Descriptivos de las variables de cantidad, distribución y calidad para los dos subgrupos de pacientes, grupo A y grupo B	117
5.1.3	Estudio de la evolución de los parámetros a lo largo del año: análisis lineal mixto	119
5.1.3.1	Análisis lineal mixto de las variables de cantidad	124
5.1.3.2	Análisis lineal mixto de las variables de distribución	125
5.1.3.3	Análisis lineal mixto de las variables de calidad de la marcha	127
5.2	Resultados del estudio de correlación de los parámetros de la marcha	129
5.3	Resultados del estudio de asociación cruzada: comparación entre el grupo control y el grupo de pacientes con ictus	132
5.3.1	Análisis descriptivo de la muestra poblacional. Grupo control y grupo de pacientes con ictus	133
5.3.2	Comparación de las variables de cantidad entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus	134
5.3.3	Comparación de las variables de distribución entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus	134

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

5.3.4	Comparación de las variables de calidad de la marcha entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus	135
6	DISCUSIÓN	141
6.1	Interpretación de los resultados obtenidos y comparación con otros estudios similares o parecidos	141
6.1.1	Interpretación de los resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte durante el primer año tras el ictus	142
6.1.1.1	Interpretación de los resultados en relación a las variables de cantidad.....	142
6.1.1.2	Interpretación de los resultados en relación a las variables de distribución	145
6.1.1.3	Interpretación de los resultados en relación a las variables de calidad.....	149
6.1.2	Interpretación de los resultados del estudio correlacional	153
6.1.3	Interpretación de los resultados del estudio comparativo entre el grupo control y el grupo de los pacientes con ictus	156
6.1.3.1	Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de cantidad	156
6.1.3.2	Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de distribución.....	159
6.1.3.3	Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de calidad	160
6.2	Limitaciones del estudio	162
6.3	Consecuencias derivadas del estudio, aplicación y fortalezas	164
6.4	Prospectiva de la investigación	180

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

7	CONCLUSIONES	187
7.1	Conclusiones en español.....	187
7.2	Conclusiones en inglés (Conclusions).....	188
8	RESUMEN	193
8.1	Resumen en español	193
8.2	Resumen en inglés (Abstract).....	195
9	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	200
10	ANEXOS	233
10.1	Anexo I. Explicación detallada de la variable regularidad del paso perteneciente a los parámetros de calidad de la marcha.....	233
10.2	Anexo II. Análisis de datos. Propiedades paramétricas de las variables dependientes	235

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Clasificación de la enfermedad cerebrovascular según su forma de presentación clínica.....	14
Tabla 2.	Estudios de incidencia de enfermedad vascular cerebral en España (tasas por 100.000 habitantes/año).	17
Tabla 3.	Segmento corporal, posición y dirección del eje sensor de los acelerómetros en el <i>Activity Monitor</i> en un individuo en posición anatómica.	43
Tabla 4.	Subcategorías (posturas y movimientos) detectados por el <i>Activity Monitor</i> (AM).	46
Tabla 5.	Ejemplos de investigaciones sobre la marcha que han usado acelerómetros diseñados a medida.....	49
Tabla 6.	Variables de estudio basadas en datos acelerométricos.	76
Tabla 7.	Otras variables de estudio que no fueron medidas con acelerómetros.	77
Tabla 8.	Variables de calidad de la marcha.....	80
Tabla 9.	Clasificación de todas las posturas/movimientos que el acelerómetro puede detectar. Se usan los denominados códigos <i>Post-r</i> que diferencian 30 subcategorías.....	96
Tabla 10.	Otro tipo de clasificación de posturas/movimientos según los códigos <i>Post-I</i> en la que se diferencian 16 subcategorías (se agrupan actividades como caminar despacio, caminar lento y caminar a velocidad media en un solo código). El código <i>Post-S</i> es exactamente igual que el <i>Post-I</i> pero se eliminan todas las actividades inferiores a 5 segundos.....	97
Tabla 11.	Características demográficas e información clínica de los sujetos con ictus en la primera semana tras la lesión, T1.....	112
Tabla 12.	Características demográficas, clínicas y funcionales de los dos subgrupos de pacientes con ictus, aquellos que podían	

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

	levantarse de forma autónoma de la silla en T1, grupo A, y los que no eran capaces, grupo B.....	113
Tabla 13.	Estadísticos descriptivos para los parámetros de cantidad, distribución y calidad de la marcha en los tres momentos de medida: T1, T2 y T3.	114
Tabla 14.	Parámetros de cantidad de tiempo dedicado a realizar diferentes actividades. Los resultados se expresan como porcentaje del total de 8 horas registradas en cada una de las tres mediciones T1, T2 T3.....	115
Tabla 15.	Parámetros de distribución de la marcha en T1, T2 y T3.....	116
Tabla 16.	Parámetros de calidad de la marcha en la primera semana, el tercer mes y el año tras el ictus.	117
Tabla 17.	Estadísticos descriptivos de las variables de estudio para los dos subgrupos de pacientes con ictus, grupo A y grupo B.....	118
Tabla 18.	Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de cantidad, distribución y calidad. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).....	121
Tabla 19.	Análisis lineal mixto. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm DT) para los 23 pacientes. Los valores de P representan la comparación entre los tres momentos de medida con corrección de Bonferroni: entre T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).	123
Tabla 20.	Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de cantidad. Se presentan los valores	

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

	estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).	124
Tabla 21.	Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de distribución. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).	126
Tabla 22.	Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de calidad. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).	128
Tabla 23.	Coefficiente de Pearson para las correlaciones entre variables primarias de estudio.	131
Tabla 24.	Test Rho de Spearman para las correlaciones entre las variables primarias de estudio.	132
Tabla 25.	Comparación entre las variables de cantidad del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.	134

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 26.	Comparación entre las variables de distribución del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.....	135
Tabla 27.	Comparación entre las variables de calidad del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.....	136
Tabla 28.	Test de normalidad de Shapiro-Wilk para las variables significativas en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3).....	236

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1.	Interacciones entre los componentes de la CIF.....	22
Ilustración 2.	Componentes de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, CIF (2001).....	24
Ilustración 3.	Sistema de masa suspendida de muelle en el que se basa el funcionamiento del acelerómetro.....	36
Ilustración 4.	Acelerómetro piezoeléctrico.....	38
Ilustración 5.	Acelerómetro piezo-resistivo.....	39
Ilustración 6.	Esquema de un acelerómetro piezo-resistivo. \bar{a}_{grav} , aceleración gravitacional; \bar{a}_{inert} , aceleración inercial; \bar{a}_{sens} , parte de aceleración inercial o gravitacional registrada por el acelerómetro.....	40
Ilustración 7.	Acelerómetro capacitativo.....	41
Ilustración 8.	Configuración de los sensores en el <i>Vitaport Activity Monitor</i>	43
Ilustración 9.	Ejemplo de una señal procedente del acelerómetro situado en uno de los muslos y las tres características/señales derivadas de la misma. Imagen tomada de Bussmann y colaboradores (63).....	45
Ilustración 10.	Fases de la marcha según Whittle.....	52
Ilustración 11.	Aceleraciones obtenidas con un acelerómetro triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante la marcha.....	53
Ilustración 12.	Representación gráfica de los componentes gravitacionales e inerciales de la aceleración.....	84
Ilustración 13.	Configuración estándar del <i>Activity Monitor</i> con acelerómetros en los muslos, esternón y antebrazos.....	85
Ilustración 14.	Esquema de las fases del análisis automático de los datos acelerométricos.....	92

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 15. Señal acelerométrica procedente del sensor longitudinal del tronco (TruLon) en la parte superior de la gráfica; señal angular (ATruLo) derivada de la misma, en la gráfica inmediatamente inferior; señal de motilidad ((MTruLo), en la gráfica situada debajo de la anterior; y señal de frecuencia (FTruLo) representada en la gráfica de la parte más inferior de la ilustración.	94
Ilustración 16. Módulo <i>Kinematics Analysis</i> del programa <i>Vitaport Analysis Package</i>	99
Ilustración 17. Documento Excel que aparece tras la generación del informe con el <i>Kinematics Analysis</i> en el que aparece el porcentaje de tiempo empleado para realizar cada una de las actividades (posturas o movimientos).	100
Ilustración 18. Opción <i>ASCI export</i> del <i>Vitaport Analysis Package</i>	102
Ilustración 19. Programa de Matlab para la detección de los períodos de marcha y su duración.	102
Ilustración 20. Programa de Matlab para el análisis de las variables de calidad de la marcha.	104
Ilustración 21. Diagrama de flujo de los participantes en el estudio.	111
Ilustración 22. Ejemplo de una señal de aceleración procedente de un sensor colocado en el tronco del individuo..	234

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de barras que representa los valores estimados tras el análisis lineal mixto de los parámetros de cantidad en los tres momentos de medida T1, T2 y T3.	125
Figura 2. Diagrama de líneas de los valores estimados tras el análisis lineal mixto de los parámetros de distribución en los tres momentos de medida T1, T2 y T3.....	126
Figura 3. Diagrama de líneas de los valores estimados en el análisis lineal mixto de las variables de calidad de la marcha en los tres momentos de medida, T1, T2 y T3, para los 23 pacientes con ictus.	129
Figura 4. Resultados del análisis lineal mixto en T1, primera semana tras el ictus; T2, tres meses después de la lesión, y T3, un año posterior al ictus, y la comparación de resultados con el grupo de sujetos sanos para las variables: (A) <i>Time walking</i> : tiempo de marcha, (B) <i>Time upright</i> , tiempo en bipedestación, (C) <i>Mean duration of walking bouts</i> , duración media de los periodos de marcha, (D) <i>Number of walking bouts</i> , número de periodos de marcha, (E) <i>Step Regularity Longitudinal</i> , regularidad del paso en el eje longitudinal, (F) <i>Gait Symmetry Longitudinal</i> , índice de simetría en el plano longitudinal, (G) <i>Gait speed</i> , velocidad de la marcha.....	137

1. INTRODUCCIÓN

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Problema de investigación

La relevancia del ictus o accidente vascular cerebral (en adelante, ACV) en nuestra sociedad radica en que es una causa importante de muerte, discapacidad, dependencia y estancia hospitalaria. En los países occidentales, el ictus es el principal responsable de discapacidad física en los adultos. El estudio de la discapacidad tiene un gran interés por su potencial impacto en los programas de atención socio-sanitaria y por los costes derivados para los individuos, sus familias y la sociedad en su conjunto (1-5).

Durante los últimos años, el eje central de la política sanitaria en los países desarrollados ha tenido como base la idea de control del gasto sanitario sin que ello repercuta en el mantenimiento del nivel de salud de la población (6). Existen una serie de razones que hacen del ictus un asunto de especial relevancia debido a su **repercusión económica** (2-4, 7, 8), como son:

- Su elevada frecuencia, estimándose una incidencia media de 120-350 casos por 100.000 habitantes en España (9-11).
- Suele afectar generalmente a personas mayores de 55 años y, debido al progresivo envejecimiento de la población, la frecuencia del ictus tiende a incrementarse (2). Según la OMS en el año 2040 el 46% de la población española será mayor de 65 años.
- Las repercusiones del ACV: elevada morbilidad y mortalidad (9, 10, 12, 13). Según el Instituto Nacional de Estadística, el ictus representa en España la segunda causa de muerte en varones y la primera en mujeres. Además, es causa importante de invalidez permanente dadas las secuelas que padecen los supervivientes.
- Es la causa más frecuente de ingreso en los servicios de neurología y de prolongación de la estancia hospitalaria (4, 9).

INTRODUCCIÓN

Se han realizado estudios (6, 9, 14-18) de coste de la enfermedad que aportan una descripción de los aspectos económicos del ictus y revelan su gran impacto económico, representando en algunos países industrializados entre el 2 y el 4% del gasto sanitario total (19). Según una serie de estudios de coste del ACV (20-26) realizados en diferentes países como Holanda (20), Suecia (21-23), Canadá (24), Estados Unidos (25) y Australia (26), el gasto hospitalario supone entre un 43 y un 83% del gasto total provocado por el ictus durante el primer año de seguimiento. Como consecuencia, las políticas sanitarias se centraron en estrategias para acelerar el alta hospitalaria y reducir los costes durante dicha fase.

Estudios posteriores (2-4, 8, 9, 19) determinaron que hay otros factores importantes a tener en cuenta en la repercusión económica del ACV, como son el grado de severidad del mismo y el subtipo de ictus. Así, por ejemplo, en un estudio de Carod-Artal *et al.* (8) se describió que los pacientes con mayor déficit neurológico habían generado casi el doble de los gastos debidos al seguimiento al final del primer año. En la misma línea, un estudio de Spieler *et al.* (3) determinó que el 43% de variación en el coste del ictus venía determinado por el nivel de discapacidad y que el gasto acumulado en el tiempo estaba relacionado con el nivel de severidad según la escala *Rankin* (27).

En un estudio de incidencia retrospectiva en el que se realizó un seguimiento de tres años (4) se determinó que el gasto debido a la hospitalización suponía un 50% del total durante el primer año adquiriendo una menor importancia durante los años posteriores. Durante el segundo año, el mayor gasto lo constituía la atención ambulatoria, llegando hasta un 70% del total, debido al consumo de fármacos y al ingreso en residencias y centros de día. Este gasto se mantenía el tercer año y se producía un aumento en el gasto hospitalario con respecto al segundo año debido a las complicaciones y recidivas que se producían durante este periodo.

La persona con ictus se puede incluir dentro del perfil denominado como “paciente sociosanitario”, que se define como aquella persona que por su condición bio-psico-social se podría beneficiar de los recursos que las administraciones públicas ponen a su disposición desde diferentes modos de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

organización, tanto estatal como autonómica. En este sentido, el objetivo principal de la fisioterapia es aportar, desde su parcela de conocimiento, las estrategias en salud para mejorar la autonomía y funcionalidad de la persona, en este caso, del paciente sociosanitario, que requiere la mayor y mejor distribución de los recursos públicos posible. Este perfil de pacientes tiene necesidad simultánea de atención en el área sanitaria y social, siendo ésta significativa en ambos ámbitos, tanto en la intensidad de la intervención como en la duración, y, para estos pacientes, estas intervenciones desde ambos sectores son sinérgicas en su efecto.

Se puede decir que un aspecto fundamental de nuestro problema de investigación es la repercusión económica de la discapacidad provocada por el ictus y su seguimiento durante la evolución de las secuelas del mismo.

Otro aspecto importante es la **repercusión de la discapacidad** provocada por el ictus **en la vida diaria de los pacientes**. El concepto de discapacidad se refiere al impacto que las condiciones crónicas o agudas de la salud tienen sobre el funcionamiento de sistemas corporales específicos, y de forma general, sobre las habilidades de las personas para actuar del modo necesario, habitual, esperado o personalmente deseado, en su medio social (28-31). Es decir, se considera que la discapacidad de una persona es la dificultad para desempeñar papeles y actividades socialmente aceptadas, habituales para las personas de similar edad y condición sociocultural (1, 32-34). En este sentido, no se trata de un concepto exclusivamente médico, sino que también incluye aspectos sociales y/o ambientales.

Después de un ACV se pueden dar una gran variedad de déficits motores, sensitivos, visuales, del lenguaje, cognitivos y emocionales que pueden derivar en limitaciones en el funcionamiento y la participación del individuo en el medio físico y social en el que se desarrolla su vida. Una de las funciones frecuentemente afectadas y que constituye el tema principal de la presente investigación es la deambulación. Esta afectación puede desembocar en la falta de independencia en la movilidad y en la participación en las actividades de la vida diaria en casa o en la comunidad (35). Aproximadamente un 20-25% de los supervivientes a los seis meses del ictus continúan siendo incapaces de caminar sin asistencia física (36).

INTRODUCCIÓN

En este sentido, la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (en adelante, CIF) fue desarrollada por la Organización Mundial de la Salud para abordar de forma sistemática los problemas que sufre el paciente e ilustrar los niveles a los que puede actuar la terapia. Según la CIF, la fisioterapia neurológica trata de abordar tanto las alteraciones (pérdida o alteración de la estructura corporal) como la actividad (desempeño de las actividades funcionales en la vida diaria) (37). La fisioterapia ha sido una herramienta fundamental en la valoración y reeducación de la marcha en pacientes con ictus, pero en un gran número de estudios (38-41) ha estado restringida al ámbito clínico estandarizado. En cambio, un aspecto innovador de la presente investigación es que se presta especial atención a la valoración del paciente y el seguimiento de su evolución en la comunidad, es decir, en el entorno habitual de la persona afectada y su participación en él.

Desde el modelo de análisis de la CIF, que destaca la importancia de lo social, es necesario que la intervención fisioterapéutica se desarrolle en la identificación de los factores personales y del entorno del paciente que se comportan como barreras o como facilitadores para la persona en su desenvolvimiento diario. En el caso que compete a esta investigación, la fisioterapia neurológica comunitaria deberá ofrecer herramientas para la valoración de la marcha en el entorno usual del paciente siendo ésta fundamental para establecer objetivos terapéuticos, para la decisión sobre el uso de dispositivos ortopédicos y otras ayudas técnicas y para identificar factores ambientales restrictivos y riesgos en el entorno habitual del paciente (42, 43). Desde este enfoque, la fisioterapia incidirá en el seguimiento y la recuperación de la marcha tras el ictus en el ambiente cotidiano del afectado, lo que supondrá una **mejora en la calidad de vida y una mayor integración en el contexto social**, cuestiones que hasta la actualidad no han sido prioritarias en las líneas estratégicas de actuación en la recuperación funcional desde las instituciones sanitarias.

Otro aspecto relevante de nuestro problema de investigación hace referencia a las **herramientas que la fisioterapia ofrece para la valoración de la marcha de los pacientes en su entorno habitual**. Actualmente los principales

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

inconvenientes de la valoración de la deambulaci3n en la comunidad despu3s del ictus son, por un lado, la falta de validez ecol3gica de los instrumentos de medida, es decir, el grado en que los resultados obtenidos en el laboratorio y los modelos sobre ellos fundamentados se pueden extrapolar a situaciones m3s naturales y propias de la vida cotidiana. La mayor3a de las variables empleadas hasta el momento en la literatura cient3fica se miden en un entorno artificial y homogeneizado (hospital, laboratorio). Sin embargo, 3stas no tienen por qu3 reflejar la marcha en el ambiente donde los pacientes caminan diariamente (44). Por otro lado, los instrumentos de valoraci3n no restringidos a un ambiente estandarizado se reducen a cuestionarios y test que, en muchos casos, presentan la desventaja de ser subjetivos y poco precisos (45-49).

En las 3ltimas d3cadas se ha desarrollado un modo de valoraci3n objetiva de la actividad f3sica durante la vida diaria gracias a la acelerometr3a. Estos dispositivos permiten medir posturas corporales, movimientos y actividades de forma continua durante d3as o incluso semanas, permitiendo registrar la actividad del paciente en su entorno habitual (50-53). A pesar de los beneficios descritos, pocos estudios han examinado objetivamente la deambulaci3n con aceler3metros en el entorno habitual del paciente con ictus (50-52, 54-57). Especialmente existe un d3ficit de investigaciones que analicen en profundidad algunos componentes m3s espec3ficos de la marcha relacionados con aspectos cuantitativos, por ejemplo, cu3nto tiempo caminan los pacientes en su vida diaria, o cualitativos, es decir, c3mo caminan las personas en su entorno comunitario (58, 59). Adem3s, estos estudios muestran ciertas limitaciones, tales como el reducido tama3o de la muestra, la ausencia de grupos de personas sanas para la comparaci3n de resultados y periodos de seguimiento de corta duraci3n, un s3lo d3a en el estudio de Prajapati *et al.* (59) y tres meses en el de Shaughnessy *et al.* (58).

Para resumir el problema de investigaci3n de nuestro estudio podemos decir que 3ste se estructura en torno a cuatro ideas principales: la repercusi3n econ3mica del ictus en los 3mbitos social y sanitario, la repercusi3n de la discapacidad provocada por el ictus en las actividades de la vida diaria, el papel de la fisioterapia en la mejora de la calidad de vida de estos pacientes y su mayor

integración en el contexto social y la batería de herramientas que la fisioterapia puede ofrecer para la valoración de la marcha en el entorno habitual de los pacientes. Estos cuatro pilares ponen de manifiesto la necesidad de desarrollar una fisioterapia neurológica comunitaria respondiendo a criterios económicos, sociales y de salud (según la CIF) en relación a la valoración y recuperación de la marcha tras el ictus en el entorno habitual de los pacientes. Para ello es necesario el uso de herramientas de medición objetivas, precisas y fiables que permitan la valoración y el seguimiento de la marcha durante la vida diaria.

De este modo, la pregunta de investigación de nuestro estudio se puede enunciar de la siguiente manera: ¿es la acelerometría un método de valoración válido para medir distintos aspectos de la marcha en pacientes con ictus dentro del proceso de recuperación en su entorno familiar y comunitario?

1.2 Justificación del estudio

En primer lugar, uno de los motivos fundamentales que justifican nuestro estudio está determinado por las **características de la enfermedad y la población** que la padece, como son: la elevada frecuencia del ictus, su afectación predominante a una población anciana con tendencia a incrementarse, su elevada morbilidad y mortalidad, la cronicidad de sus secuelas, y la repercusión socio-económica y de participación que conlleva. Aproximadamente un 70% de los pacientes sufren alteraciones de la marcha durante las primeras semanas después del ictus y se estima que un 20-25% de ellos continúa siendo incapaz de caminar independientemente seis meses después del ictus (36). Es decir, se trata de una población que requiere una intervención a largo plazo por parte de las instituciones y que presenta por tanto, necesidades sociales y sanitarias (perfil de paciente sociosanitario).

La gestión económica en la atención de dichas necesidades es fundamental. En este aspecto, cabe destacar que **los acelerómetros representan un modo de valoración de bajo coste** en comparación con otras técnicas de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

medición objetiva de la marcha, como las plataformas de presión, el análisis cinemático y cinético de la marcha o la electromiografía (60). Estas técnicas, además de su elevado coste económico, presentan una serie de inconvenientes como: una utilización restringida al laboratorio, la complejidad de montaje y la necesidad de personal cualificado para realizar el análisis. Por el contrario, la acelerometría puede ser empleada en diferentes ambientes (casa, hospital, comunidad), el pequeño tamaño de los dispositivos permite caminar al paciente sin restricciones mecánicas (61) y, como se ha mencionado anteriormente, son poco costosos en comparación con los equipos usados comúnmente para analizar la marcha en el laboratorio.

En relación a la repercusión de la discapacidad provocada por el ACV en las actividades de la vida diaria, podemos decir que **la acelerometría permite medir las consecuencias reales del déficit en la deambulación en el entorno cotidiano** del paciente. De acuerdo con el modelo de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, el hecho de conocer la situación en el contexto habitual del paciente facilita la promoción de la salud y la mejora de la participación, eliminando o mitigando las barreras y promoviendo el desarrollo de soportes sociales y elementos facilitadores, mejorando la calidad de vida y la integración en el contexto social. Un instrumento así es fundamental para el estudio de los sistemas de atención a la salud en el ámbito de la fisioterapia comunitaria, tanto para la formulación como para la valoración de políticas económicas, sociales y sanitarias en la población afectada por el ictus.

Además, la evidencia científica disponible en la actualidad (56, 61-63) confirma que la **acelerometría ofrece un modo de valoración objetivo de gran utilidad para medir aspectos cuantitativos y cualitativos de la marcha** en pacientes con alteraciones del movimiento. En la actualidad existen en el mercado una gran variedad de acelerómetros y cada uno de ellos es útil en la monitorización de ciertos aspectos del movimiento humano. El tipo de acelerómetros empleado en el presente estudio, *Vitaport Activity Monitor*, muestra la gran ventaja de medir no sólo la cantidad de actividades realizadas y tiempo

INTRODUCCIÓN

dedicado a la deambulaci3n, sino que es capaz de ofrecer datos objetivos de gran precisi3n y fiabilidad de parámetros espacio-temporales de la marcha (63-65). Esto permite su uso como herramienta de valoraci3n en dos ámbitos de gran relevancia que son, en primer lugar, en la asistencia clínic, para el diagnóstico, seguimiento y establecimiento de objetivos de tratamiento; y, en segundo lugar, en el ámbito de la investigaci3n, como instrumento de monitorizaci3n objetiva de la marcha.

Es de utilidad por tanto, abrir líneas de investigaci3n en las que se emplee la acelerometría para describir los diferentes aspectos del comportamiento de la deambulaci3n en la vida diaria, llevando a cabo un seguimiento de la evoluci3n de la misma tras el ictus e incorporando otros elementos de estudio, como grupos control de referencia, para determinar características propias de la marcha en la poblaci3n con ictus.

En conclusi3n y para resumir la justificaci3n del estudio, podemos destacar que ésta se estructura en torno a cuatro pilares principales, que son:

- Las propias características del ictus y de la poblaci3n a la que afecta, que se incluyen dentro del perfil del paciente sociosanitario.
- La acelerometría constituye una herramienta de medici3n de bajo coste en comparaci3n con otros métodos de valoraci3n objetivos de la marcha.
- Los acelerómetros permiten la valoraci3n y el seguimiento de la marcha del paciente con ACV en su entorno cotidiano, acercando la fisioterapia al modelo de análisis de la Clasificaci3n Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y la Salud (CIF) y, en relaci3n a la reeducaci3n de la marcha, permitiría entender el ictus de una manera más social e integradora, noci3n fundamental en enfermedades crónicas con repercusiones en las actividades de la vida diaria del paciente.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

- Estos instrumentos ofrecen la posibilidad de medir diferentes aspectos de la marcha, tanto cualitativos como cuantitativos, de un modo objetivo y fiable.

2. MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

2 MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

2.1 Accidente vascular cerebral

El concepto de enfermedad vascular cerebral se refiere a aquel trastorno en el cual un área del encéfalo se afecta de forma transitoria o permanente por una isquemia o hemorragia, estando uno o más vasos sanguíneos afectados por el proceso patológico. Su manifestación aguda se conoce con el término ictus –que en latín significa “golpe”- porque su presentación suele ser súbita y violenta. El término ictus une a la naturaleza cerebrovascular la connotación del carácter agudo del episodio (66). Incluye infarto cerebral, hemorragia cerebral y hemorragia subaracnoidea.

2.1.1 Concepto y clasificación del ictus

Se denomina ictus al **trastorno brusco del flujo sanguíneo cerebral que altera de forma transitoria o permanente la función de una determinada región del encéfalo**. Como consecuencia de esto se originan una serie de síntomas variables en función del área encefálica afectada. Lo que diferencia al ictus, de otros conceptos similares, es la consideración de ser un episodio agudo y la afectación de funciones del sistema nervioso central. Como términos sinónimos se han utilizado de forma indistinta «ataque cerebral» o «accidente cerebrovascular», aunque la tendencia actual es la del uso del término «ictus» en analogía con el vocablo inglés «*stroke*».

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

Los **ictus se clasifican en diversos subtipos siguiendo criterios clínicos, topográficos, patogénicos, diagnósticos y pronósticos**. En la Tabla 1 se muestra una clasificación del ictus de 1990 realizada por el *National Institute of Neurological Disorders and Stroke* (NINDS) en función de su presentación clínica, sus mecanismos patogénicos y sus lesiones anatomopatológicas (67).

Tabla 1. Clasificación de la enfermedad cerebrovascular según su forma de presentación clínica.

A) Asintomática
B) Disfunción cerebral focal
1. Ataques isquémicos transitorios (AIT)
- Carotídeo
- Vertebrobasilar
- Ambos
- Localización no definida
- Posible AIT
2. Ictus
a) Perfil temporal
- Mejoría
- Progresión
- Ictus estable
b) Tipos de ictus
- Hemorragia cerebral
- Hemorragia subaracnoidea
- Hemorragia intracraneal asociada a malformación arteriovenosa
- Infarto cerebral
· Mecanismos: trombótico, embólico, hemodinámico
· Categorías clínicas: aterotrombótico, cardioembólico, lacunar, otros.
· Localización: arteria carótida interna, arteria cerebral media, arteria cerebral anterior, sistema vertebrobasilar (arteria vertebral, arteria basilar, arteria cerebral posterior)
C) Demencia vascular
D) Encefalopatía hipertensiva

Fuente: modificada del *National Institute of Neurological Disorders and Stroke*, NINDS, 1990 (67).

Atendiendo al **mecanismo de producción** del ictus, se pueden distinguir dos grandes grupos: la isquemia cerebral y la hemorragia intracraneal. Los ictus

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

isquémicos son los más frecuentes (entre el 80 y el 85%) mientras que los hemorrágicos representan un 15-20% (68).

Dentro de la isquemia cerebral, se pueden distinguir la de tipo focal, que afecta a una sola zona del encéfalo, y la global, que conlleva una afectación difusa. La isquemia cerebral focal se clasifica atendiendo a la **duración del proceso isquémico**, así encontramos el ataque isquémico transitorio (AIT) ,de duración inferior a 24 horas, y el infarto cerebral ,que produce un déficit neurológico que persiste más de 24 horas. Según la **causa** subyacente de infarto cerebral, éstos se clasifican en aterotrombóticos, cardioembólicos, lacunares, de causa inhabitual y de origen indeterminado. Los infartos cerebrales también se pueden clasificar según su **topografía** y se dividen según la *Oxfordshire Community Stroke Project* (69) en: infarto total de la circulación anterior (TACI) o infarto parcial del a circulación anterior (PACI), infarto lacunar (LACI) e infarto de la circulación posterior (POCI).

Por otra parte, los ictus hemorrágicos se pueden clasificar en hemorragias cerebrales y hematomas subaracnoideos. Las hemorragias cerebrales son extravasaciones de sangre hacia el parénquima cerebral mientras que la hemorragia subaracnoidea es la extravasación de sangre primaria y difusa directamente al espacio subaracnoideo. Según su topografía, las hemorragias cerebrales se clasifican en ventriculares y parenquimatosas, y éstas a su vez se pueden clasificar en: lobar, profunda (ganglios basales, capsular o subtalámica), troncoencefálica y cerebelosa.

2.1.2 Epidemiología del ictus

La Organización Mundial de la Salud (OMS) en su análisis de las enfermedades cerebrovasculares describió que éstas constituyen la tercera causa de **muerte** en el mundo occidental, la primera causa de **discapacidad física** en adultos y la segunda en demencia (70). La **incidencia** promedio mundial del ictus se sitúa, según la OMS, en unos 200 casos nuevos por cada 100.000 habitantes.

No obstante, numerosos estudios epidemiológicos han puesto de manifiesto marcadas diferencias en la incidencia según la zona geográfica, por ejemplo, es más elevada en países del norte de Europa, como Finlandia, donde se presentan 270 casos nuevos por cada 100.000 habitantes/año, que en el sur de Europa, donde se presentan 100 casos nuevos por cada 100.000 habitantes/año en Italia o Portugal (10).

En España, la incidencia del ictus no se conoce con precisión al no existir registros poblacionales exhaustivos y estables y por tanto, fiables. En 1987, Malmgren *et al.* (71) establecieron lo que denominaron “criterios ideales” para el análisis epidemiológico del ictus basado en estudios poblacionales intervencionistas para garantizar una selección completa. En España no disponemos de estudios epidemiológicos ideales sobre el ictus ya que la mayoría de la información disponible se basa en registros hospitalarios, en encuestas *puerta a puerta* en población total por muestreo o mediante el registro de defunciones (12). En nuestro país se han publicado una serie de estudios de incidencia sobre patología cerebrovascular en diferentes áreas geográficas y grupos de edad, que se muestran de forma resumida en la Tabla 2, tomada de Díaz-Guzmán *et al.* (10). La incidencia global del ictus en España se estima que es aproximadamente de unos 120-350 casos por cada 100.000 habitantes/año, según las extrapolaciones de los diversos estudios, multiplicándose por 10 en las personas mayores de 75 años (10).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 2. Estudios de incidencia de enfermedad vascular cerebral en España (tasas por 100.000 habitantes/año).

	Año	Ámbito	Edad	Hombres	Mujeres
Ambo sexos					
Incidencia poblacional de ictus					
Asturias	1990-1991	Local	Todas	132,4	
Girona	1990	Local	Todas	364	169
Pamplona	1991	Local	≥ 70	2.371	1.493
Incidencia hospitalaria de ictus					
Revisión de HC de ictus isquémicos	1986-1988	Local	< 70	122	62,7
Encuesta de morbilidad hospitalaria	1999	Nacional	Todas	53.669 altas	47.562 altas
Encuesta de morbilidad hospitalaria	2006	Nacional	Todas	60.997 altas	53.809 altas
Cantabria	1986-1988	Regional	11-50	17,3	10,4
CMBD + registro de mortalidad de Cataluña	2002	Regional	> 24	218	127
Incidencia de ictus, cohortes					
Manresa	1968-1996	Ocupacional	> 30	183	
DRECE	1992-1997	Multicéntrico, atención primaria	5-60	Sin riesgo vascular - 120 Con riesgo cardiovascular -350	
Incidencia poblacional AIT, cohortes					
Alcoi	1989	Local	> 20	260	320
Girona	1985-1986	Local	Todas	93	34
Segovia	1992-1994	Local	Todas	98	63

Abreviaturas: HC, historias clínicas; CMBD, conjunto mínimo básico de datos; DRECE, estudio sobre dieta riesgo cardiovascular en España; AIT, ataque isquémico transitorio.

Fuente: modificada de Díaz-Guzmán *et al.*(10).

La **prevalencia** de ictus en Europa se estima entre el 5 y el 7% de las personas con edad superior a los 65 años (43). En España, un metaanálisis (72) acerca de la prevalencia del ictus en mayores de 70 entre 1991 y 2002 describió tasas de prevalencia de 5,6% para las mujeres, 7,3% para los hombres y 6,4% para ambos sexos. En las edades más avanzadas, la proporción de afectados era mayor entre las mujeres. Además, había diferencias geográficas importantes, existiendo una proporción de afectados mayor en el medio urbano, 8,7%, en comparación con el medio rural, 3,8%. España ocupa una posición intermedia al comparar las tasas de prevalencia con otros países europeos y sigue unas tendencias similares en cuanto a la distribución por sexo y edad (73).

En cuanto a la **mortalidad** provocada por el ictus, un estudio publicado en el año 2000 en Europa (74) las tasas de mortalidad se establecían en torno al 4,84% en individuos con una edad comprendida entre los 65 y los 84 años y un 7,06% en aquellos mayores de 75 años. En España, según el Instituto Nacional de Estadística, el ictus fue en el año 2006 la segunda causa de muerte en la población española (32.887 casos en ambos sexos) y la primera causa de muerte en la mujer (19.038 casos) (75). La distribución del ictus en España es variable según las distintas comunidades autónomas. En Andalucía constituye un problema ineludible, al registrarse las mayores tasas de mortalidad por ictus en España junto con la zonas geográfica del Levante y Galicia (68).

2.1.3 Clínica, diagnóstico y valoración del ictus desde la fisioterapia neurológica

El ictus es la principal causa de discapacidad grave en adultos. Existe una gran variedad de déficits que pueden ser provocadas por el ictus. La *American Heart Association-Stroke Outcome Classification* (AHA-SOC) (76) sistematiza los **deficits neurológicos provocados por ictus** en seis áreas o dominios: motor, sensitivo, visual, de lenguaje o comunicación, cognitivo o intelectual y emocional. Esta diversidad de alteraciones hace que el paciente afectado por ictus requiera la

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

valoración de diferentes profesionales integrantes de un equipo multidisciplinar, como son neurólogos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, logopedas, neuropsicólogos, asistentes sociales y enfermeros. El fisioterapeuta, así como el resto de profesionales que constituyen el equipo multidisciplinar, al realizar la valoración de dichas áreas, no se limita a describir las alteraciones de cada dominio por sí mismas, sino que debe establecer su repercusión funcional en el individuo, en sus actividades y en su entorno (68).

Desde la fisioterapia se valora principalmente el aspecto motor y, para ello, dispone de diferentes herramientas de medida según el área de afectación. Existe un amplio abanico de posibilidades en la **valoración y diagnóstico fisioterapéuticos**. A continuación se describirá la propuesta realizada por la AHA-SOC que encontramos en el artículo de Arias Cuadrado (68). Según la clasificación de la AHA, resulta útil la escala del *Medical Research Council* (MRC), que evalúa la fuerza del 1 al 5 para cada grupo motor. Usando los criterios del MRC podemos tomar tres músculos diana en el miembro superior y otros tantos en el inferior, para calcular el Índice Motor de cada miembro. También se emplea con frecuencia la escala de *Fugl-Meyer* que, aunque debido a su aplicación compleja y lenta, puede ser poco práctica en comparación con las anteriores.

Algunas **funciones motoras** se pueden evaluar de forma global, como son la función del miembro superior (*Frenchay Arm Test* y *Action Research Arm Test*); función del tronco (Test de Control del Tronco); capacidad de la marcha (Índice de Barthel, Categorías de Marcha Funcional, velocidad de la marcha mediante diferentes test como el test de 5 metros o de 6 minutos); espasticidad (Clasificación de Zancolli para mano y muñeca, la escala de Ashworth o su versión modificada).

Para la valoración de **otros déficits**, como el sensitivo y visual no existe ningún test específico de la población con ictus, así como para otras funciones deficitarias como los reflejos, dismetría, somestesia, negligencias o función esfinteriana, que son explorados por el fisioterapeuta de la manera convencional.

La medición del **equilibrio** y la **disfagia** pueden ser evaluados con diferentes escalas observacionales generales para los sujetos con déficits neurológicos, pero también se pueden valorar con medios técnicos como las plataformas de posturografía o la videofluoroscopia, respectivamente, que no están disponibles en todos los servicios.

Con el objetivo de evaluar las **repercusiones** del ictus fuera de la clínica, **en el entorno real del paciente**, la fisioterapia, tradicionalmente ha empleado diferentes cuestionarios o test, subjetivos, dependientes de la interpretación del paciente y/o sus familiares o cuidadores. Así por ejemplo, encontramos cuestionarios referentes a determinadas actividades de la vida diaria (índice de Barthel, Mahoney, Katz, Frenchay Activity Index, Medida de Independencia Funcional-*FIM*, siglas en inglés), la marcha en la comunidad (*Rivermead Mobility Index*) o la calidad de vida (Escala de Salud SF36 o su versión más breve SF12). Desde el enfoque de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, son necesarias herramientas de medida objetivas que midan estas funciones en la comunidad, pero en la actualidad la mayoría de los fisioterapeutas no cuentan con medios de este tipo. Un instrumento apropiado con este fin, sería la acelerometría, que se propone desde esta tesis doctoral y que será descrita en detalle a lo largo de la misma.

2.2 Modelo de análisis de la recuperación después del ictus desde una perspectiva biopsicosocial

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha desarrollado una clasificación internacional que permite un abordaje sistemático de los problemas que sufre el paciente e ilustra los múltiples niveles en los que puede actuar la terapia (37). Esta clasificación, que se desarrolló originalmente en 1980 para explicar las consecuencias de la enfermedad, se ha revisado en 2001 en la **Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF)** (77).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

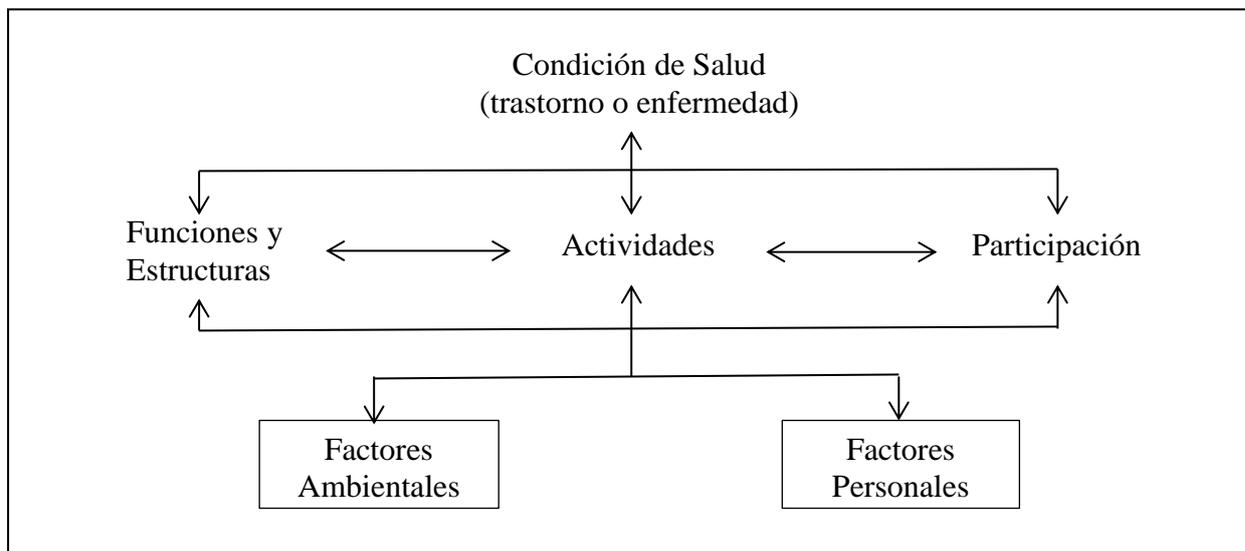
Marina Castel Sánchez

Con este objetivo, la CIF ofrece un modelo que permite valorar y clasificar las secuelas tras el ictus. Este sistema valora tanto las deficiencias (anormalidad o pérdida de una función o estructura corporal) como los factores contextuales (ambientales o personales, facilitadores o barreras) y los clasifica en un sistema de codificación.

Las consecuencias del ictus pueden ser descritas en relación a distintos aspectos y usando diferentes terminologías. En este sentido, es importante la unificación y el uso de un lenguaje común aplicable transculturalmente (77). Además, la CIF constituye una herramienta fundamental para la identificación y medición de la eficacia y eficiencia de los servicios de rehabilitación, a través de la delimitación de perfiles funcionales y objetivos hacia los que dirigir las intervenciones terapéuticas. Es decir, proporciona un modelo científico internacional para comprender el funcionamiento humano y la discapacidad, tanto desde el punto de vista clínico, como de la investigación y del desarrollo de políticas sanitarias (32).

La CIF no establece un modelo para el proceso del funcionamiento y la discapacidad, pero puede utilizarse para describir dicho proceso proporcionando los medios para definir diferentes “constructos” y “dominios”, considerando este proceso interactivo y evolutivo. En la Ilustración 1 se representa la interacción entre los distintos **componentes de la CIF**.

Ilustración 1. Interacciones entre los componentes de la CIF.



Fuente: modificada del manual abreviado de la CIF en español (78).

De acuerdo con el diagrama de la Ilustración 1, el funcionamiento de un individuo en un dominio específico se entiende como una relación compleja o interacción entre la “condición de salud” y los “factores contextuales” (por ejemplo, los factores ambientales y personales). Hay una **interacción dinámica** entre estos elementos: las intervenciones en un elemento tienen el potencial de modificar uno o más de los otros elementos. Se puede inferir una limitación en la capacidad por causa de uno o más déficits, o una restricción en el “desempeño/realización” por una o más limitaciones. No obstante, es importante recoger datos de estos “constructos” independientemente para poder explorar las asociaciones y los vínculos causales entre ellos. Para describir la experiencia completa en la salud es necesario hacerlo de forma global, por lo que todos los componentes son útiles.

Los “factores contextuales” interactúan con la persona con una condición de salud y determinan el nivel y la extensión del funcionamiento de esa persona. Los factores ambientales son extrínsecos a la persona (por ejemplo, las actitudes de la sociedad, las características arquitectónicas, el sistema legislativo). Los factores personales incluyen sexo, raza, edad, forma física, estilos de vida, hábitos, estilos de enfrentarse a los problemas y otras características similares.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

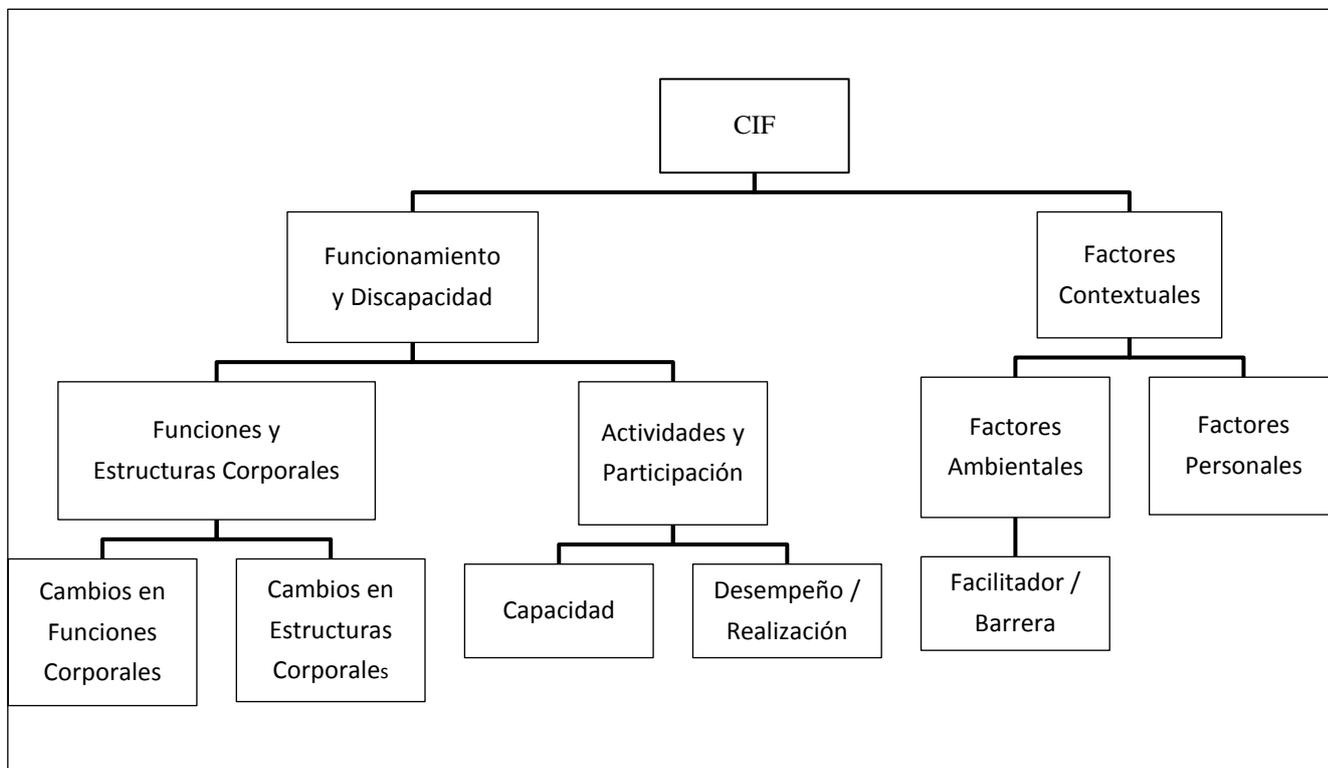
Marina Castel Sánchez

A lo largo de la historia se han propuesto diferentes modelos conceptuales para explicar y entender la discapacidad y el funcionamiento. El “**modelo biomédico**” ha considerado tradicionalmente la discapacidad como un problema de la persona directamente causado por una enfermedad, trauma o condición de salud. El tratamiento de la discapacidad está encaminado a conseguir la cura, o una mejor adaptación de la persona y un cambio de su conducta. La atención sanitaria se considera la cuestión primordial y, en el ámbito político, la respuesta principal es la de modificar y reformar la política de atención a la salud. Por otro lado, el “**modelo social**” de la discapacidad considera el fenómeno fundamentalmente como un problema de origen social y como un asunto centrado en la completa integración de la persona en la sociedad. La discapacidad no es un atributo de la persona, sino un complicado conjunto de condiciones, muchas de las cuales son creadas por el contexto/entorno social. El manejo del problema requiere la actuación social y la discapacidad se configura como un tema de índole política.

La CIF se basa en la combinación de estos dos modelos, con el fin de conseguir la integración de diferentes dimensiones del funcionamiento, la clasificación utiliza un **enfoque biopsicosocial**. Es decir, intenta proporcionar una visión coherente de las diferentes dimensiones de la salud desde una perspectiva biológica, individual y social. En la Ilustración 2 se muestran los diferentes niveles que componen este modelo biopsicosocial.

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

Ilustración 2. Componentes de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, CIF (2001).



Fuente: elaboración propia.

Más concretamente, y centrándonos en la **población de pacientes con ictus**, se ha llevado a cabo un estudio de Geyh y colaboradores (28) en el que se muestran los resultados de un proceso de consenso integrando la evidencia de estudios preliminares (un estudio Delphi, una revisión sistemática y una colección de datos empíricos) para elaborar la primera versión extendida y abreviada de los principales componentes de la CIF a tener en cuenta en estos pacientes. Los estudios preliminares identificaron un conjunto de 448 categorías de la ICF con 193 categorías pertenecientes al dominio “funciones corporales”, 26 de “estructuras corporales”, 165 de “actividades y participación” y 64 de “factores ambientales”. Treinta y nueve expertos de doce países diferentes participaron en la conferencia para el consenso de la aplicación de la CIF en pacientes con ictus. Un total de 130 categorías fueron incluidas en la versión extendida, con 41 de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

“funciones corporales”, 5 de “estructuras corporales”, 51 de “actividades y participación” y 33 de “factores ambientales”. En la versión abreviada se incluyeron un total de 6 categorías de “funciones corporales”, 2 de “estructuras corporales”, 7 de “actividades y participación” y 3 de “factores ambientales”.

Centrándonos en el tema de nuestra investigación, destacamos uno de los componentes definidos por la CIF, el de las **“actividades y participación en la vida diaria”**, y dentro de éste se hace una distinción entre el calificador de “capacidad” (las tareas que una persona es capaz de realizar en un entorno estandarizado) y el calificador de “desempeño/realización” (referente a las tareas que la persona puede hacer en su entorno real).

A pesar de la aceptación del modelo ofrecido por la CIF en la comunidad científica y clínica (31, 79), no todos los “componentes” y “calificadores” han sido objeto del mismo interés. Así, los estudios sobre la deambulacion en pacientes con ictus se han centrado principalmente en la “función”, “estructura” y “capacidad”, prestando menos atención al **calificador de “desempeño”** y usando para la medición de éste técnicas poco precisas y subjetivas. En nuestro estudio, nos centraremos en la recuperación de la marcha tras el ictus vinculado a este último calificador, el de “desempeño”, en el entorno habitual del paciente.

2.3 Valoración de la marcha en el paciente hemipléjico desde la fisioterapia

La alteración de la marcha tras el ictus repercute sustancialmente a la funcionalidad y la participación en la sociedad, y uno de los principales objetivos de estos pacientes es recuperar la deambulacion autónoma (80, 81).

Desde la fisioterapia, y dada la importancia de la capacidad de deambulacion en los pacientes con ictus, consideramos fundamental el uso de la **Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud** (CIF) como marco teórico en la identificación de los principales factores que causan alteraciones en la marcha tras el ictus, la selección de los parámetros

de marcha fiables, válidos y sensibles a los cambios en estos pacientes y la identificación de factores personales y ambientales que pueden facilitar o dificultar objetivos individuales para mejorar la marcha (por ejemplo, barreras o facilitadores que pueden influenciar al individuo en la adherencia a programas de rehabilitación para mejorar la deambulación) (82).

Los principales **determinantes de la habilidad de caminar** en pacientes con ictus pertenecen al dominio del modelo de la CIF de “funciones corporales y estructuras”, en concreto a las categorías b7 (funciones musculoesqueléticas y relacionadas con el movimiento), s7 (estructuras relacionadas con el movimiento), b2 (funciones sensoriales y dolor), s2 (la vista, el oído y estructuras relacionadas), b4 (funciones de los sistemas cardiovascular, hematológico, inmunológico y respiratorio) y s4 (estructuras de los sistemas cardiovascular, inmunológico y respiratorio). No obstante, al intentar buscar la relación entre el modelo de la CIF y las variables que se usan con frecuencia en la población con ictus, encontramos a menudo variables que podrían englobar múltiples componentes o encajar en diferentes dominios de la CIF (83).

En particular, y relacionado con la **“capacidad” de deambulación en la comunidad**, la velocidad confortable de marcha ha sido uno de los parámetros más comúnmente usados. Perry y colaboradores (49) concluyeron que los sujetos con ictus que podían caminar a una velocidad confortable de 25 m/min (0,4 m/s) tienen mayor probabilidad de caminar en la comunidad. La segunda medida más comúnmente usada en los ensayos clínicos es el test de 6 minutos de la marcha, apropiada para medir la resistencia durante la marcha y reflejar la limitación de movilidad del individuo. La distancia recorrida en este test en pacientes con ictus varía de 200 a 300 metros (84, 85), que difiere bastante de los 400 metros recorridos por sujetos sanos (86). Los test que miden el tiempo empleado en subir y bajar escaleras han mostrado una buena fiabilidad en la población con ictus (86) y se trata de tareas importantes para la movilidad en la comunidad.

El denominado test cronometrado *“Up & Go” (Timed Up & Go, TUG)* evalúa el equilibrio dinámico en una serie de tareas de movilidad durante la marcha, que incluyen levantarse de una silla, caminar, girar y sentarse. Este test ha

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

sido descrito como un instrumento de valoración fiable en pacientes tras el ictus. Los pacientes que caminan a una velocidad confortable de 0,49 m/s necesitan una media de 22,6 segundos para completar el test, mientras que los sujetos sanos emplean una media de 9,1 segundos (86, 87).

Además, las “Categorías de Deambulación Funcional”, que clasifican la habilidad de caminar según el nivel de independencia, necesidad de silla de ruedas y entorno (casa y comunidad), puede también reflejar el dominio “**actividades**” de la CIF. Aproximadamente del 53 al 68% de los sujetos que caminan en la comunidad tras el ictus pueden hacerlo en su entorno comunitario cercano, con o sin asistencia, y sólo el 16% puede conseguirlo en cualquier entorno (ilimitado) (46, 49).

Un nuevo método para medir la cantidad de actividades relacionadas con la marcha en la comunidad lo constituyen los “contadores de pasos” (*step counters*) y, por tanto, se puede emplear para valorar el dominio “actividades” de la CIF. Numerosos estudios han empleado el denominado *Step Activity Monitor* (SAM) y podómetros que contabilizan los pasos en la población con ictus (54, 58, 88, 89). La medida de los pasos/día podría reflejar también el dominio de “**participación**” de la CIF, ya que, indica cuánto camina un paciente con ictus en su entorno real. En este aspecto, también la acelerometría, tal y como se describe en la presente tesis, constituye una herramienta de valoración muy apropiada para la valoración del dominio de “actividades y participación” de la CIF, y dentro de éste, cubriría un componente con frecuencia medido de forma subjetiva que es el calificador de desempeño.

El componente de “**factores contextuales**” del modelo de la CIF ayuda a identificar factores personales y ambientales que puedan determinar las intervenciones específicas para mejorar la marcha que mejor se adapten a cada paciente. Dos factores personales importantes a considerar son el motivacional, que se puede medir por ejemplo con el cuestionario *Stages of Change* (90)), y la autosuficiencia, medida por ejemplo con la *Activity Balance Confidence Score* y la *Ambulatory Self-Confidence* (91, 92). Aquellos sujetos que están psicológicamente preparados para cambiar pueden tener más probabilidad para

iniciar y adherirse a un programa de rehabilitación. La evaluación del entorno debe valorar la accesibilidad a medios de transporte y servicios de la comunidad, así como la seguridad en el hogar.

Finalmente, las caídas y las lesiones provocadas por ellas están relacionadas con todos los niveles del modelo de la CIF. En los pacientes con ictus, las caídas ocurren con frecuencia durante la marcha y están determinadas por las características del entorno y por las limitaciones en el dominio de las “**actividades y la participación**”. Las caídas deben ser monitorizadas y tradicionalmente se ha hecho a través de diarios mensuales de caídas y llamadas de seguimiento (93). En la actualidad, la acelerometría constituye una herramienta potencial en la monitorización de las caídas así como en la identificación de parámetros espaciotemporales de la marcha, empleando información de las señales acelerométricas, y las condiciones ambientales y del entorno en las que se producen las caídas, al combinarlo con cuestionarios o diarios.

La mayoría de herramientas de valoración de la marcha descritas hasta ahora, a excepción de los acelerómetros y los contadores de pasos, son subjetivas. Por este motivo, en este último párrafo mencionaremos una serie de **instrumentos de medición objetivos**, disponibles en la actualidad gracias al avance de la tecnología aplicada al estudio del movimiento humano.

Los sistemas de medición del movimiento incluyen una gran variedad de dispositivos, como son luces reflectantes infrarrojas, luces de refracción, vídeo cámaras digitales, sensores electromagnéticos y acelerómetros. Es posible elegir entre sistemas que registran y representan los datos en tiempo real o en diferido. También las plataformas de presión proveen detallados estudios sobre las fuerzas de reacción de suelo, que en la actualidad no sólo usan plataformas metálicas sino también no metálicas, que eliminan las interferencias con los sistemas electromagnéticos de medición del movimiento. Las alfombras (*mat*) de análisis de la marcha permiten no sólo calcular las presiones ejercidas durante la deambulación sino también la longitud del paso y la cadencia. Otros sistemas, como el de la electromiografía dinámica ha mejorado notablemente, por lo que se han reducido los ruidos y el tamaño de los dispositivos de medición y se han

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

mejorado los sistemas de transmisión telemétrica o de cableado. Los avances en la tecnología de los ordenadores con procesadores más rápidos, mayor capacidad de memoria y componentes miniaturizados permiten obtener más información de un mayor número de parámetros con una mayor velocidad de procesamiento y mayor eficiencia en un espacio muy reducido.

Con todos estos avances tecnológicos, la instrumentación y registro de datos relacionados con el movimiento humano han dejado de ser una limitación para el uso clínico del análisis de la marcha (94).

2.4 Reeducación funcional de la marcha tras el ictus

Una vez realizada la correcta evaluación de la deambulaci3n en el paciente con ictus, se establecen los objetivos terapéuticos desde la fisioterapia y se procede a la reeducaci3n de la marcha. Hay diferentes abordajes del tratamiento fisioterapéutico de la marcha en el paciente con ictus. Una revisi3n bibliográfica de 2014 (95) analiz3 el efecto del entrenamiento de la marcha en la capacidad de marcha y en el autocuidado en las diferentes etapas, aguda, subaguda y cr3nica de pacientes con ictus en 38 ensayos clínicos. Estos autores clasificaron los sistemas de entrenamiento de la marcha en tradicional y específico. A continuaci3n, describiremos en qu3 consisten y qu3 técnicas emplean ambos sistemas.

2.4.1 Sistemas de reeducaci3n de la marcha tradicionales

Antes de 1940, las técnicas consistían principalmente en ejercicios correctivos basados en principios ortopédicos de contracci3n y relajaci3n de la musculatura, poniendo énfasis en recuperar la funci3n compensando con los miembros no afectados. En los ańos 50 y 60 se desarrollaron técnicas basadas en nuevos conocimientos de neurofisiología, como son el método Bobath, Brunnstr3m, Rood y la Facilitaci3n Neuromuscular Propioceptiva. En la d3cada

de los 80, fue ganando importancia la neuropsicología y el aprendizaje motor (96), de este modo surgió la propuesta del método de **reaprendizaje motor**. Este enfoque postulaba la práctica activa de tareas motoras específicas contextualizadas y con un *feedback* apropiado promovería el aprendizaje y la recuperación motora. Una revisión bibliográfica de Pollock y colaboradores (97) examinaron estudios sobre abordajes de fisioterapia para la recuperación del control postural y la función del miembro inferior (incluyendo la marcha) y concluyeron que ningún método ha sido probado como el más ventajoso en la recuperación del paciente con ictus y que la fisioterapia que usa un tratamiento multimodal de componentes de diferentes abordajes puede ser más efectiva.

El método tradicional incluye técnicas como caminar con ayudas técnicas/ortesis combinadas con asistencia manual y/o verbal, pistas visuales, *dual task* (tareas cognitivas simultáneas a la marcha), *feedback* musical y los sistemas basados en la repetición de tareas específicas, como son: la estimulación eléctrica funcional, el entrenamiento en cinta de marcha (con y sin soporte parcial del peso corporal) y la práctica intensiva de circuitos de tareas funcionales de movilidad.

A continuación describiremos en estos últimos, es decir, los **sistemas de entrenamiento basados en la repetición de tareas específicas**. El ictus puede resultar en alteraciones del reclutamiento motor, la propiocepción, las propiedades viscoelásticas del músculo y el tejido conectivo, reflejos posturales, la función vestibular y la visión. Aunque aún no conocemos con exactitud cómo está codificada la representación motora en el sistema nervioso, la práctica repetitiva de una tarea puede facilitar el desarrollo de nuevos programas motores o refinar programas existentes previos para adaptarse a los déficits consecuencia de la lesión. En la literatura encontramos las siguientes intervenciones para la mejora de la marcha a través del entrenamiento de repetición de tareas específicas:

- La **estimulación eléctrica funcional** o estimulación eléctrica neuromuscular consiste en la activación de musculatura parética o pléjica a través de la estimulación de la motoneurona inferior intacta. Esta técnica se emplea como “neuroprótesis” para mejorar la marcha en

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

términos de eficacia (por ejemplo, en la disminución del gasto energético) o en la mejora de parámetros espaciotemporales o cinéticos de la marcha (por ejemplo, velocidad de la marcha, ángulo de dorsiflexión del tobillo afecto o potencia de la flexión plantar en la propulsión). Estudios clínicos sobre la neuroplasticidad central motora describen el rol de los movimientos activos repetitivos en el miembro afecto para promover el reaprendizaje motor, por lo que la electroestimulación funcional del miembro inferior se ha propuesto también con objetivos terapéuticos en el entrenamiento de la marcha hemipléjica (98).

- El **entrenamiento en cinta de marcha, sin soporte parcial del peso corporal**, ha sido una técnica de reeducación empleada con frecuencia desde la fisioterapia. Una revisión bibliográfica de Polese y colaboradores (99) examinó la eficacia de este método en pacientes con ictus que eran capaces de deambular en la comunidad. Concluyeron que la cinta de marcha sin soporte parcial del peso corporal era efectiva en la mejora de la capacidad de deambulación en pacientes ambulatorios. No obstante, no quedó evidenciado que fuera más efectiva que el entrenamiento de la marcha sin cinta (en suelo). Si bien, la cinta de marcha producía un aumento en la velocidad de marcha y en la distancia recorrida al compararlo con la ausencia de intervención/no entrenamiento de la marcha, tanto de forma inmediata como posterior a la intervención. Por tanto, se consideró apropiada la prescripción del entrenamiento en cinta de marcha en pacientes ambulatorios en fase aguda o crónica en los que el objetivo era mejorar la velocidad y la distancia recorrida durante la deambulación.
- El **entrenamiento de la marcha con soporte parcial del peso corporal** se puede realizar de dos maneras, o bien con los pies del paciente apoyados en el suelo, o bien sobre una cinta de marcha. El sistema

dispone de un arnés que proporciona al paciente un sostén parcial de su peso corporal. Uno o varios fisioterapeutas facilitan el correcto apoyo del miembro inferior, el equilibrio y la secuenciación del movimiento, de modo que el paciente experimenta un entrenamiento de ejercicios del paso repetitivos con soporte parcial del peso del tren superior. La principal ventaja de este método es que el paciente camina con seguridad con menor asistencia física por parte del terapeuta, de modo que éste puede observar y corregir el patrón de marcha con mayor facilidad. Numerosos estudios han probado una mejora en la velocidad de marcha, el equilibrio, la capacidad de marcha, recuperación motora y percepción de habilidad de la marcha por parte del paciente (100).

- El **entrenamiento intensivo a través de circuitos de tareas específicas** orientadas a la marcha. Estos programas incluyen, de forma general, todos, o al menos tres, de los siguientes componentes: fortalecimiento progresivo usando tareas funcionales (levantarse y sentarse de forma repetitiva en una silla, subir y bajar un escalón), componentes aeróbicos (bici estática, periodos continuos de tareas funcionales a intensidad moderada) y una variedad de actividades durante la marcha con exigencias sustanciales de control postural (caminar hacia detrás, o sobre colchonetas, o con obstáculos). La intensidad y la dificultad de la actividad se van incrementando progresivamente, por ejemplo incrementando la frecuencia cardiaca y el número de repeticiones o reduciendo los periodos de descanso. A menudo, en la sesión participan varios pacientes con un único fisioterapeuta. Uno de los criterios que deben cumplir los pacientes es que sean capaces de caminar 10 metros con o sin dispositivos de ayuda de forma independiente o con supervisión. Los beneficios de este tipo de programas se extienden más allá de la marcha, así han sido descritas mejoras en el estado cardiorrespiratorio, densidad ósea, confianza en el equilibrio y fuerza muscular. También se han mostrado mejoras en el riesgo de caídas, de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

modo que pacientes que participaron en este tipo de programa presentaron una menor probabilidad de caídas durante el año posterior a la intervención (82).

2.4.2 Sistemas de reeducación de la marcha específicos

En la actualidad, los avances en la tecnología electromecánica han permitido introducir nuevas técnicas de abordaje de la reeducación funcional de la marcha, como el **entrenamiento de la marcha con asistencia robótica**. En este tipo de intervención se emplean exoesqueletos robóticos para facilitar movimientos articulares del miembro inferior repetitivos, prolongados y uniformes. La mayoría de estos dispositivos se combinan con sistemas de cinta de marcha con soporte parcial del peso corporal. Las ventajas que ofrece este método es que proporciona seguridad a pacientes con mayor grado de afectación, ofrece la posibilidad de iniciar la reeducación de la marcha en una fase más precoz tras el ictus, incrementa el tiempo de entrenamiento por sesión y disminuye la carga física al fisioterapeuta (101). Investigaciones recientes describen beneficios metabólicos y cardíacos tras este tipo de entrenamiento (102). Estudios piloto han demostrado mejoras en la velocidad de marcha, en la distancia recorrida en el test de 6 minutos, el equilibrio, el daño motor, la espasticidad, la simetría muscular medida con electromiografía y la deambulación funcional (103, 104).

Algunos ejemplos de sistemas entrenamiento específico de la marcha incluyen instrumentos de asistencia electromecánica, como el denominado *Gait Trainer*, que consiste en un arnés que sostiene parte del peso corporal mientras el paciente apoya sus pies sobre dos plataformas dirigidas por un motor, y el llamado *Driven Gait Orthosis*, que es una cinta de marcha que dispone de un programa con el patrón fisiológico de la deambulación y un exoesqueleto robotizado. Una revisión de Peurala *et al.* (95), concluyó que este tipo de entrenamiento específico resultó en una mejora en la velocidad de marcha y la distancia recorrida en la fase subaguda del ictus, en comparación con las técnicas tradicionales de la misma intensidad. En la fase crónica, el entrenamiento de la marcha mejoró la velocidad

y la distancia recorrida en comparación con la ausencia de tratamiento/placebo, e incrementó la velocidad de deambulación comparada con la fisioterapia tradicional. De media, eran necesarias 24 sesiones durante 7 semanas, con una frecuencia de entrenamiento bastante alta, 3-5 sesiones por semana, con sesiones de una duración de 20 a 60 minutos.

Otro método de abordaje disponible en la actualidad dentro del entrenamiento específico, aunque no esté con frecuencia presente en los centros de fisioterapia, es la **realidad virtual**. Moreira *et al.* llevaron a cabo una revisión bibliográfica en 2013 (105) centrada en el uso de la realidad virtual para mejorar la locomoción en pacientes con ictus. Los artículos revisados mostraron que es una herramienta prometedora en comparación con intervenciones convencionales, que tienden a ser tediosas, con pocas posibilidades de aumentar los niveles de dificultad y de promover reacciones posturales adaptativas. Ciertas investigaciones han propuesto beneficios en la velocidad de marcha, en la distancia recorrida y en parámetros espaciotemporales a través del uso combinado de la realidad virtual con dispositivos de asistencia robótica (106, 107). No obstante, es necesaria más investigación para confirmar los beneficios reales de la realidad virtual y su aplicación a la población con ictus.

2.5 Acelerometría como método de valoración de la marcha en pacientes con ictus

2.5.1 Acelerómetros: breve repaso histórico y ventajas sobre otros métodos de monitorización del movimiento

La evaluación del movimiento humano se ha llevado a cabo a través de numerosas y variadas prácticas tales como la observación, las técnicas de análisis de laboratorio (plataformas de presión, análisis óptico del movimiento, etc.), diarios y cuestionarios (108). Muchas de estas técnicas presentan el inconveniente de ser usadas en un ambiente artificial (laboratorio, hospital). Por este motivo, una

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

gran ventaja de la acelerometría es que permite la detección y **monitorización del movimiento de un modo continuo en el entorno diario del paciente.**

El nacimiento de la acelerometría como medio de monitorización del movimiento humano se remonta a los años 50 (109). No obstante, debido a su elevado coste y gran tamaño los acelerómetros no se usaron con este propósito hasta la década de 1970, cuando los avances tecnológicos permitieron la construcción de aparatos más ligeros y económicos (110, 111).

Estos instrumentos registran la aceleración aplicada sobre un eje sensible (“eje sensor”) que puede medir la cantidad e intensidad de movimiento corporal en los tres planos del espacio (antero-posterior, vertical y transversal) (112). Al detectar tanto la frecuencia como la intensidad del movimiento, los acelerómetros son superiores a otras formas de monitorización tales como los activímetros y podómetros que se ven atenuadas por el impacto o la inclinación (113). Además, los acelerómetros pueden determinar la posición de los segmentos corporales (postura), hecho que los diferencia de otros aparatos que no tienen la capacidad de cuantificar actividades estáticas (113, 114).

Otra ventaja de los acelerómetros en la actualidad es su **capacidad de registrar actividad continuamente desde días hasta semanas o incluso meses.** Esta capacidad se debe a que consumen una corriente relativamente baja (0.18-0.7 mA) a diferencia por ejemplo de los giróscopos (3.5-6.0 mA). Además, existen algunos modelos de acelerómetros con reloj interno que ayudan a diferenciar patrones de actividad a lo largo del periodo registrado (108).

Por todo ello, en el momento actual la acelerometría es un método óptimo no invasivo de monitorización del comportamiento humano que **permite registrar movimientos, posturas, transiciones posturales, intensidad y cantidad de movimiento** de un modo continuo en el entorno real del paciente.

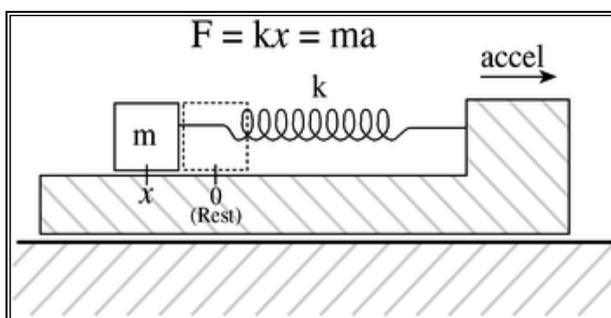
2.5.2 Definición y bases físicas de la acelerometría

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

Los acelerómetros son sensores de movimiento que detectan las aceleraciones producidas por el cuerpo humano (115). La **aceleración** es el cambio de velocidad en relación al tiempo. Ésta se mide normalmente en unidades de aceleración gravitacional (g ; $1 g = 9.8 \text{ m/s}^2$) (116).

Los distintos tipos de acelerómetros usan diferentes mecanismos para medir la aceleración existiendo numerosos diseños y técnicas de fabricación. Sin embargo, desde el punto de vista conceptual, el **mecanismo básico de funcionamiento** de todos los acelerómetros se explica a través de un sistema de masa suspendida de un muelle (Ilustración 3). Este sistema se comporta según la Ley de elasticidad de Hooke ($F = kx$; $F = \text{fuerza ejercida sobre el resorte}$, $k = \text{constante elástica}$; $x = \text{variación que experimenta su longitud}$) y la Ley Fundamental de la Dinámica o Segunda Ley de Newton ($F = ma$; $m = \text{masa}$, $a = \text{aceleración}$) (61). El acelerómetro proporciona una medida obtenida a partir de la fuerza de inercia que sufre una masa dispuesta convenientemente (60). Cuando se produce un movimiento, se ejerce una fuerza sobre la masa y se provoca una variación de longitud en el resorte. Así, el muelle generará una fuerza para volver a su longitud inicial que será proporcional a la cantidad de compresión o elongación aplicada. Conocida la masa y la constante elástica del muelle, la aceleración de la masa puede ser calculada por el desplazamiento que experimenta: $F = kx = ma$, así $a = kx/m$

Ilustración 3. Sistema de masa suspendida de muelle en el que se basa el funcionamiento del acelerómetro.



Fuente: imagen tomada de Mathie *et al.* (113).

2.5.3 Tipos de acelerómetros

Actualmente existen en el mercado diferentes tipos de acelerómetros que se pueden usar para el estudio del movimiento.

Las técnicas de fabricación existentes permiten la construcción de acelerómetros uniaxiales (registran la aceleración en una sola dirección), biaxiales y triaxiales (miden la aceleración en dos/tres direcciones ortogonales del espacio) (108).

Desde el **punto de vista funcional**, los acelerómetros se pueden clasificar en aquellos que necesitan una fuente externa de energía y los que no la requieren; y aparatos que responden a aceleraciones estáticas (aceleraciones debidas a la gravedad) y aquellos que no (113).

Atendiendo a la **naturaleza del transductor** distinguimos acelerómetros piezoeléctricos, piezoresistivos y capacitivos (60).

2.5.3.1 Acelerómetros piezoeléctricos

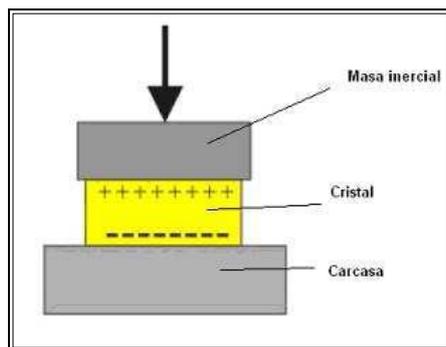
Éstos están constituidos por un elemento piezoeléctrico y una masa inercial sujeta al otro lado por un muelle y, todo el conjunto, dentro de una caja metálica (Ilustración 4). Su funcionamiento se basa en las propiedades de los cristales piezoeléctricos. Cuando los sensores experimentan una aceleración, el elemento piezoeléctrico se ve sometido a una fuerza variable que provoca en él una deformación física, causando un cambio en su estructura cristalina, modificando así sus características eléctricas. De este modo, debido al efecto piezoeléctrico, se produce un potencial eléctrico proporcional a la fuerza aplicada (108).

Una de las grandes limitaciones de este tipo de acelerómetros es que sólo son fiables en la medición de fenómenos dinámicos. El hecho de que la mayoría son incapaces de detectar el componente estático de la aceleración significa que no son apropiados para medir ángulos (con respecto a la gravedad) de las

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

superficies donde se encuentran fijados los acelerómetros. En otras palabras, no pueden diferenciar posturas corporales (116).

Ilustración 4. Acelerómetro piezoeléctrico.



Fuente: imagen tomada de Manzanares del Moral y colaboradores (117).

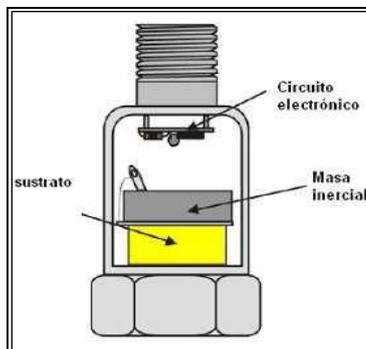
2.5.3.2 *Acelerómetros piezo-resistivos*

Un acelerómetro piezo-resistivo a diferencia de uno piezoeléctrico utiliza un sustrato en vez de un cristal piezoeléctrico (Ilustración 5). En esta tecnología la fuerza que ejerce la masa sobre el sustrato produce un cambio en su resistencia eléctrica. Este sustrato forma parte de un circuito eléctrico que mediante un puente de Wheatstone mide la intensidad de la corriente generada. El potencial producido es proporcional a la aceleración (118). La ventaja de esta tecnología respecto a la piezoeléctrica es que pueden medir aceleraciones muy bajas (hasta cero Hz de frecuencia) (113).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

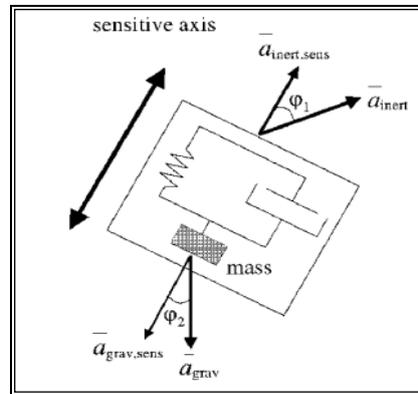
Ilustración 5. Acelerómetro piezo-resistivo.



Fuente: imagen tomada de Manzanares del Moral y colaboradores (117).

La aceleración resultante medida con un acelerómetro piezo-resistivo es una combinación del componente gravitacional de la aceleración ($\bar{a}_{\text{grav}} = 9.8 \text{ m/s}^2$) y del componente inercial (\bar{a}_{inert}) (Ilustración 6). En situaciones estáticas, el acelerómetro mide únicamente el componente gravitacional, mientras que en situaciones dinámicas el acelerómetro combina la información gravitacional y la inercial (63). La parte de \bar{a}_{grav} medida por el acelerómetro ($\bar{a}_{\text{grav,sens}}$) depende del ángulo φ_2 entre el eje sensor (en la ilustración 6 denominado *sensitive axis*) y la aceleración de la gravedad (\bar{a}_{grav}). La parte de \bar{a}_{inert} medida por el sensor ($\bar{a}_{\text{inert,sens}}$) depende del ángulo φ_1 entre el eje sensor y \bar{a}_{inert} . Se puede asumir un valor constante de \bar{a}_{sens} menor de 9.8 m/s^2 como resultado de \bar{a}_{grav} . En este caso, el ángulo entre el eje sensor y el vector de gravedad puede ser determinado por la señal del acelerómetro, luego dicha señal informa sobre la orientación del sensor.

Ilustración 6. Esquema de un acelerómetro piezo-resistivo. \bar{a}_{grav} , aceleración gravitacional; \bar{a}_{inert} , aceleración inercial; \bar{a}_{sens} , parte de aceleración inercial o gravitacional registrada por el acelerómetro.



Fuente: Imagen tomada de Bussmann y colaboradores (63).

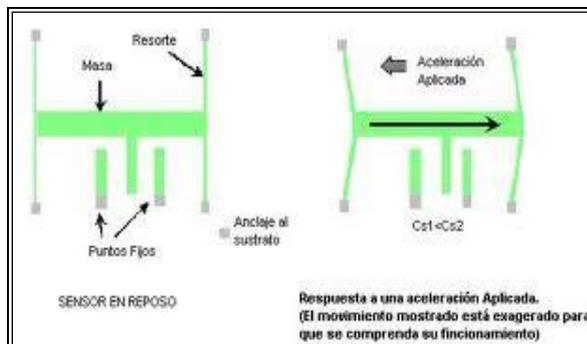
2.5.3.3 Acelerómetros capacitivos

Estos acelerómetros basan su funcionamiento en la variación de la capacidad entre dos o más conductores en respuesta a un cambio de la aceleración aplicada. Modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a una aceleración. El movimiento paralelo de una de las placas del condensador hace variar su capacidad. La aceleración o desaceleración en el eje sensor ejerce una fuerza a la masa central. Al moverse libremente, la masa desplaza las minúsculas placas del condensador, provocando un cambio de capacidad. Este cambio de capacidad es detectado y procesado para obtener un voltaje de salida (118) (véase Ilustración 7).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 7. Acelerómetro capacitativo.



Fuente: imagen tomada de Manzanares del Moral y colaboradores (117).

2.5.4 Descripción del sistema de acelerometría Vitaport Activity Monitor

El tipo de acelerometría empleado en la presente tesis doctoral se denomina *Vitaport Activity Monitor* (VAM, en inglés) (63). Este monitor de actividad se desarrolló para responder a la necesidad de un instrumento que permitiera obtener una información válida, fiable y sin restricciones en la medición de actividades durante la vida diaria en el entorno habitual de la persona estudiada. El objetivo era medir a largo plazo la actividad ambulatoria usando las señales acelerométricas y determinar la cantidad (cuándo, durante cuánto tiempo, con qué frecuencia) y la calidad (cómo se ejecuta la actividad). Éstas incluían actividades estacionarias (bipedestación, sedestación y tres variantes de decúbitos) y dinámicas (marcha, subir escaleras, montar en bici e ir en silla de ruedas). El inicio del desarrollo de este sistema de monitorización se remonta al año 1992 y en el proyecto participaron de forma conjunta la Universidad Erasmus de Rotterdam (Departamento de Rehabilitación), la Universidad de Twente (Departamento de Ingeniería Eléctrica) y un socio industrial, todos ellos de Holanda (64). De forma posterior al desarrollo de esta tecnología se llevaron a cabo diferentes estudios de validación en distintas poblaciones de individuos sanos y con diversas patologías (64, 119-121). Estos estudios de validación se

describen detalladamente en el capítulo de Material y Método, en el apartado denominado “Acelerómetros y validación del *Vitaport Activity Monitor*”.

2.5.4.1 Configuración del sistema

Los acelerómetros empleados en nuestro estudio son piezo-resistivos modelo ADLXL202 (*Analog Devices*, Breda, Países Bajos, adaptados por *Temec Instruments*, Kerkrade, Países Bajos) con un tamaño de 1.5 x 1.15 x 1 cm. La fijación de los sensores se puede hacer a través de un material llamado *Rolian Kushionflex* (*Smith & Nephew*, Hoofddorp, Países Bajos) o adhesivos de silicona (*Schwa-Medico*, Ehringshausen, Alemania) usando cinta adhesiva con fijación en las dos caras. Ambos materiales se pueden fijar directamente en la piel.

En cada lado externo de los muslos hay un sensor que se coloca en el punto medio de la línea que une el trocánter mayor y la articulación de la rodilla. Estos acelerómetros son uniaxiales y tienen su eje sensor orientado en la dirección sagital cuando el sujeto está en la posición anatómica. El tercer acelerómetro es triaxial y se encuentra situado en la parte inferior del esternón (Ilustración 8, Tabla 3).

El eje sensor de todos los acelerómetros debe estar posicionado lo más paralelo posible al eje anatómico del segmento corporal en el que se encuentra fijado; está permitida una desviación de 15°. Si un sensor no se puede colocar dentro de este rango de desviación, deben colocarse cuñas.

Cada acelerómetro se une al dispositivo portátil de registro de datos mediante cables separados o mediante un multiconector. El dispositivo se lleva en una bandolera alrededor de la cintura (Ilustración 8). Antes de iniciar las mediciones los acelerómetros son calibrados (+1g, -1g).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 8. Configuración de los sensores en el *Vitaport Activity Monitor*.



Fuente: imagen tomada de Bussmann *et al.* (65)

Tabla 3. Segmento corporal, posición y dirección del eje sensor de los acelerómetros en el *Activity Monitor* en un individuo en posición anatómica.

Segmento corporal	Posición acelerómetro	Eje sensor
Muslo derecho	Cara lateral, punto medio entre trocánter mayor y rodilla	Sagital (x)
Muslo izquierdo	Cara lateral, punto medio entre trocánter mayor y rodilla	Sagital (x)
Tronco	Parte inferior del esternón	Sagital (x)
Tronco	Parte inferior del esternón	Longitudinal (z)
Tronco	Parte inferior del esternón	Transversal (y)

Fuente: Traducida de Bussmann *et al.* (63).

2.5.4.2 Dispositivo de registro de datos

El tipo de dispositivo empleado no es crucial pero éste debe cumplir ciertos requisitos: debe permitir mediciones de al menos un día de duración, tiene que ser capaz de registrar señales procedentes de al menos tres acelerómetros, tiene que ser de pequeñas dimensiones, ligero y de fácil manejo para los

investigadores. En el presente estudio se usó el modelo denominado Vitaport 2 (*Temec Instruments*) que es digital, tiene unas dimensiones de 9 x 15 x 4.5 y un peso de 700 gr. Permite el registro de hasta ocho señales de una frecuencia de 128 Hz. Los datos se almacenan en una tarjeta de memoria con capacidad de 360 MB. Es posible la monitorización continua de hasta tres días. Una vez registrados los datos, éstos se descargan en el ordenador para su análisis con el programa *Kinematic Analysis* del *Vitaport Analysis Package*. Este programa detecta automáticamente un gran número de posturas corporales, movimientos y transiciones de una postura a otra, con una resolución de 1 segundo. Las posturas y movimientos con una duración inferior a 5 segundos son filtradas y no se emplean para su estudio. Además de detectar la actividad, las señales de aceleración obtenidas se pueden emplear en el análisis cuantitativo y cualitativo del movimiento.

2.5.4.3 Análisis con el programa Vitaport Analysis Package

El análisis de los datos descargados en el ordenador se lleva a cabo a través de un procesamiento de los mismos denominado *signal processing and inferencing language* (S.P.I.L.). En dicho análisis se pueden distinguir tres partes, que se detallan a continuación.

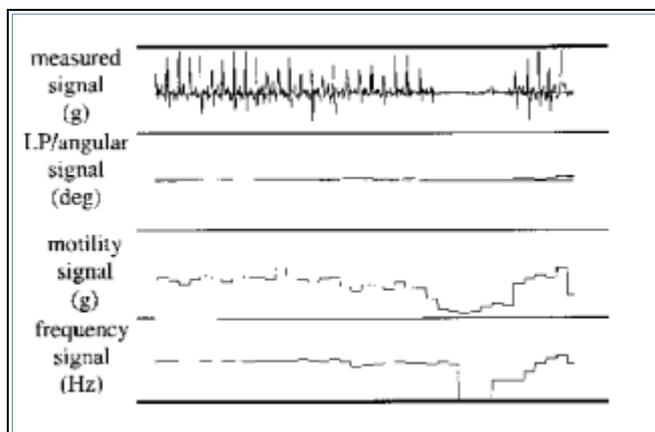
1ª parte: extracción de características

Cada señal procedente del acelerómetro se descompone en tres características: angular (*low-pass/angular feature*), motilidad (*motility feature*) y frecuencia (*frequency feature*). En la Ilustración 9 se observa un ejemplo de tres señales características derivadas de una única señal acelerométrica (*measured signal*).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 9. Ejemplo de una señal procedente del acelerómetro situado en uno de los muslos y las tres características/señales derivadas de la misma. Imagen tomada de Bussmann y colaboradores (63).



Fuente: imagen tomada de Bussmann *et al.* (63).

2ª parte: detección de posturas/movimientos

En el programa de análisis se distinguen más de 20 subcategorías de posturas y movimientos (Tabla 4). La detección de estas posturas está basada en las señales características extraídas de la señal original. Existe una base de datos donde cada subcategoría corresponde a un conjunto de características.

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

Tabla 4. Subcategorías (posturas y movimientos) detectados por el *Activity Monitor* (AM).

Subcategorías del AM	Observaciones
Decúbito prono, estándar	
Decúbito prono, tronco ligeramente elevado	
Decúbito lateral, tronco ligeramente hacia delante	Derecho/izquierdo opcional
Decúbito lateral, tronco ligeramente hacia atrás	Derecho/izquierdo opcional
Decúbito lateral, tronco ligeramente hacia delante	Derecho/izquierdo opcional
Decúbito lateral, tronco ligeramente hacia atrás	Derecho/izquierdo opcional
Decúbito supino	
Bipedestación, estándar	
Bipedestación, tronco ligeramente flexionado	
Bipedestación, tronco muy flexionado	
Sedestación, estándar	
Sedestación, tronco hacia atrás	
Sedestación, tronco ligeramente flexionado	
Sedestación, tronco muy flexionado	
Movimiento general	Movimiento no cíclico
Deambulación, estándar	
Deambulación, lento	
Deambulación, rápido	
Bajando escaleras	
Subiendo escaleras	
Montando en bicicleta	
Conduciendo una silla de ruedas	Tras el post-procesamiento
Corriendo	

Fuente: traducida de Busmann y colaboradores (63).

3ª parte: post-procesamiento

Una vez que se han detectado las posturas/movimientos, existen una serie de procedimientos opcionales de post-procesado, como son:

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

- Agrupación de subcategorías en categorías principales. Por ejemplo agrupar las tres subcategorías que aparecen para la bipedestación en la Tabla 4 en una sola categoría.
- Selección del tiempo mínimo que se quiere establecer para la detección de posturas/movimientos, por ejemplo determinar que el programa considere sólo las posturas/movimientos que duren más de 5 segundos.
- Edición manual de determinadas actividades. En ocasiones el programa no diferencia entre estar conduciendo un coche o estar sentado. Si disponemos de la información real (por ejemplo a través de diarios del paciente) se pueden corregir manualmente estos errores de detección.
- Creación de estadísticos descriptivos. Por ejemplo el programa puede calcular el tiempo total en el que se observa la misma postura, el número de transiciones de una postura a otra, etc.

2.6 Antecedentes

2.6.1 Antecedentes de la acelerometría en el análisis de la marcha

2.6.1.1 *Breve repaso histórico del estudio de la deambulaci3n con aceler3metros*

Las primeras investigaciones centradas en el uso de los aceler3metros en el estudio de la marcha se remontan a la d3cada de 1930 (61), descubri3ndose que exist3an ciertos patrones b3sicos de aceleraciones que pod3an revelar informaci3n fundamental de la marcha patol3gica y la sana (122). Ya en los a3os 60 otros autores (123, 124), empleando las aceleraciones del tronco, aplicaron t3cnicas matem3ticas m3s avanzadas para estimar el trabajo mec3nico y el ritmo durante la marcha. Los desarrollos tecnol3gicos que acontecieron durante la d3cada posterior (a3os 70) permitieron distinguir patrones de marcha caracter3sticos de personas

sanas y aquellos propios de ciertos grupos de pacientes, como la deambulaci3n de pacientes que usan una muleta, que tienen una lesi3n nerviosa perif3rica, aquellos con una pr3tesis de cadera (125) y amputados por debajo de la rodilla (126). En la misma d3cada tuvieron lugar los primeros estudios sobre par3metros espacio-temporales de la marcha usando la acelerometr3a. Se estudiaron variables como la velocidad de los miembros inferiores, el choque del tal3n, fase de apoyo, despegue de tal3n y de dedos durante la marcha derivados de se1ales acelerom3tricas (111). El avance en el estudio de la deambulaci3n con aceler3metros ha venido determinado por el desarrollo de la velocidad y automatizaci3n del procesamiento de los datos (127).

2.6.1.2 Aplicaciones cl3nicas del estudio de la locomoci3n a trav3s de aceler3metros

Desde los primeros a1os en los que se inici3 el uso de los aceler3metros para el an3lisis de la marcha hasta el momento actual, sus aplicaciones cl3nicas han sido muy variadas. Dependiendo del objetivo de investigaci3n se han estudiado diferentes par3metros de la marcha y para ello se han empleado distintos tipos de aceler3metros, n3mero de sensores, direcci3n del eje sensible, localizaci3n de los aceler3metros, etc. En la Tabla 5, tomada de Kavanagh *et al.* (61) se puede apreciar la variedad en los par3metros de la marcha medidos y en el tipo de aceleraciones empleadas para ello en distintas investigaciones previas al a1o 2007.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 5. Ejemplos de investigaciones sobre la marcha que han usado acelerómetros diseñados a medida.

Tema de estudio	Variables dependientes	Estudio
Movimiento del tren superior inmediatamente antes y después de iniciar la marcha	Aceleraciones 3D de cadera y hombro	Breniere y Dietrich (128)
Valoración del esfuerzo físico durante la marcha con prótesis	Aceleraciones 2D de la parte superior del tronco y 1D del muslo	Bussmann <i>et al.</i> (129)
Inclinación del segmento corporal	Aceleraciones 3D de la parte inferior del tronco y velocidad angular	Giansanti (130)
Fases de contacto del talón y despegue de los dedos	Aceleraciones 3D del pie y la espinilla, y velocidad angular	Jasiewicz <i>et al.</i> (131)
Control postural y estabilidad durante la marcha	Aceleraciones 3D del tronco y espinilla	Kavanagh <i>et al.</i> (132)
Inclinación de los segmentos corporales, monitorización del movimiento	Aceleraciones 2D del muslo y el tronco	Lyons <i>et al.</i> (114)
Fases de contacto del talón	Aceleraciones 2D de la parte inferior del tronco	Mansfield <i>et al.</i> (133)
Monitorización de la discinesia	Aceleraciones 3D del hombro	Manson <i>et al.</i> (134)
Control postural y estabilidad durante la marcha	Aceleraciones 3D del tren superior	Menz <i>et al.</i> (135)
Control postural y estabilidad	Aceleraciones 3D de la parte inferior del tronco	Moe-Nilssen (42)
Amplitud de movimientos de los segmentos	Aceleraciones 2D del tren superior e inferior	Petrofsky <i>et al.</i> (136)
Postura y movimientos periódicos de las extremidades	Aceleraciones 3D de la parte superior del tronco y 1D de la espinilla y el muslo	Prill y Fahrenberg (137)
Clasificación de los patrones de marcha	Aceleraciones 3D de la parte inferior del tronco	Sekine <i>et al.</i> (138)
Fases de contacto del talón y despegue de dedos	Aceleraciones 2D de la espinilla	Selles <i>et al.</i> (139)
Monitorización de movimiento	Aceleraciones 1D de la parte inferior del tronco	Schutz <i>et al.</i> (140)
Orientación del segmento corporal, monitor de movimiento	Aceleraciones 3D del tren superior e inferior y velocidad angular	Simcox <i>et al.</i> (141)
Orientación del segmento corporal, monitor de movimiento y velocidad de marcha	Aceleraciones 3D del tren superior e inferior y velocidad angular	Tanaka <i>et al.</i> (142)
Ángulo de la articulación de la rodilla	Aceleraciones 1D del muslo y la espinilla	Willemsen <i>et al.</i> (143)
Detección automática de la fase de balanceo y apoyo	Aceleraciones 1D de la espinilla	Willemsen <i>et al.</i> (144)
Parámetros espacio-temporales, tales como duración del ciclo de marcha, longitud del paso y velocidad de deambulación	Aceleraciones 3D de la parte inferior del tronco	Zijlstra (145)

Fuente: Traducida de Kavanagh *et al.* (61).

A la vista de las investigaciones publicadas hasta el momento actual, y a modo de resumen, podemos distinguir varios grupos de población y aplicaciones

clínicas en los que ha sido útil el empleo de acelerómetros para estudiar la deambulaci3n. Estos son:

- **Pacientes neurol3gicos.** En este 3mbito se ha descrito la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson (146, 147), con Esclerosis M3ltiple (148-150), con lesi3n medular (131), con ictus (56, 57, 59, 62, 151), etc.

- **Personas con riesgo de caídas.** Se han descrito una serie de correlaciones entre patrones de aceleraci3n del tronco y personas mayores con alteraciones del equilibrio. Por ejemplo en estudios de Menz *et al.* (135, 152) se detectaron aceleraciones del tronco menos rítmicas en el plano antero-posterior y vertical en individuos con mayor riesgo de caída y determinaron que la estabilidad de la cabeza durante la marcha mostraba relaciones significativas con la longitud del paso de cada individuo. Otros autores han determinado parámetros de la marcha que determinan el riesgo de caída ya sea a trav3s de acelerómetros triaxiales localizados en el tronco (153-156) o de redes de acelerómetros interconectados distribuidos a lo largo del cuerpo (tobillos, rodillas, muñecas, codos y om3platos) (157).

- **Cambios en las aceleraciones durante la marcha relacionados con la edad.** Las personas mayores presentan con frecuencia una disminuci3n en la aceleraci3n de cabeza y tronco, velocidad de marcha y longitud de paso en comparaci3n con individuos j3venes sanos (158). Las personas mayores caminan con una mayor rigidez de tronco y con picos inferiores de aceleraci3n del tronco en el momento de contacto de tal3n durante la marcha (159). En 2005 Moe-Nilssen *et al.* (156) determinaron en 23 pacientes ancianos que la variabilidad en parámetros de aceleraci3n de la marcha en los tres planos del espacio (antero-posterior, vertical y transversal) representan diferentes aspectos del comportamiento durante la deambulaci3n, de modo que, los ancianos con mayor riesgo de caída presentaban una menor variabilidad en la aceleraci3n transversal del tronco.

- **Pacientes amputados.** Se han realizado estudios para describir los parámetros de la marcha medidos con acelerómetros que diferencian a pacientes sanos y pacientes amputados (139, 160). Tambi3n se han descrito parámetros

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

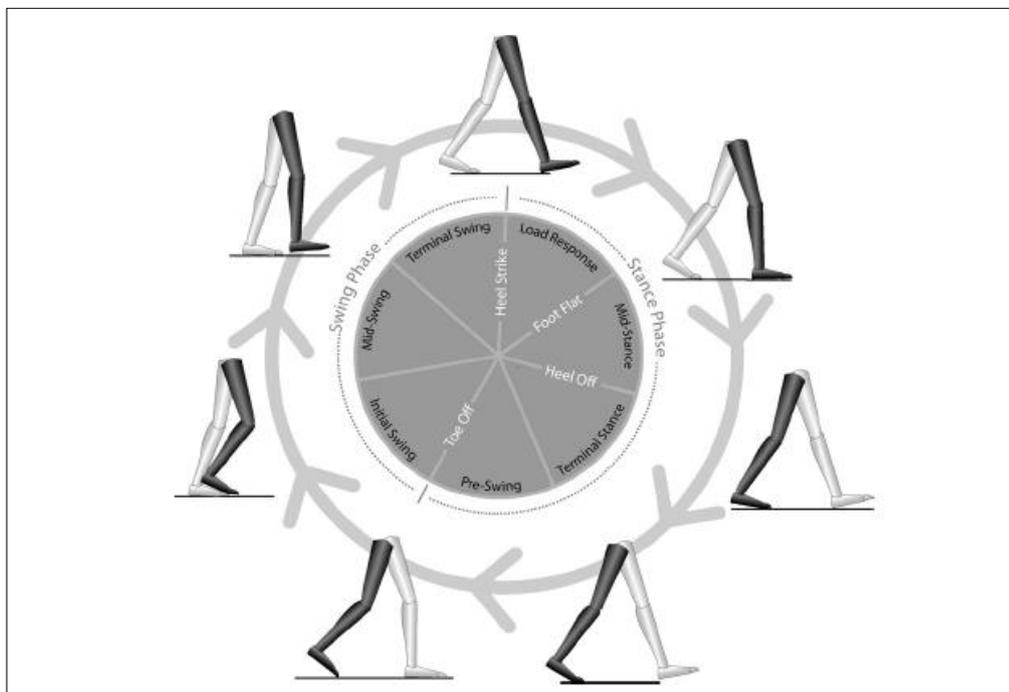
específicos de simetría y regularidad de la marcha en pacientes amputados (161-163).

- Otros grupos de **pacientes con lesiones articulares**: descripción de la marcha tras la implantación de prótesis de cadera (164), actividad física medida con acelerómetros tras la operación de prótesis de rodilla (165), estudios pre y post intervención en lesión del ligamento anterior cruzado de la rodilla (166), etc.

2.6.1.3 Parámetros espacio-temporales de la deambulación medidos con acelerometría

Antes de describir el marco teórico de la detección de parámetros espacio-temporales de la marcha medidos a través de la acelerometría, destacaremos algunas nociones conceptuales previas sobre estos parámetros en sí mismos. La **marcha humana está constituida por una serie de ciclos o fases consecutivos**. Durante cada ciclo tiene lugar una sucesión de eventos que determinan la transición de un ciclo de la marcha al siguiente. La Ilustración 10 muestra los eventos que caracterizan cada fase de la marcha según Whittle (167).

Ilustración 10. Fases de la marcha según Whittle.



Fuente: imagen tomada de Whittle *et al.* (167).

Un **ciclo normal** de marcha empieza y termina con el golpe de talón (168), es decir, empieza cuando el talón de la pierna adelantada entra en contacto con el suelo y termina cuando este talón vuelve a la misma posición. La definición de eventos individuales y fases de la marcha es un punto de partida fundamental en el análisis y la restauración de la misma. Por ello, la deambulación se describe en términos de parámetros espaciales y temporales. Los **componentes espaciales** hacen referencia a la posición y orientación de las extremidades y articulaciones. Los **componentes temporales** son los periodos de tiempo durante los cuales tienen lugar los diferentes eventos (tiempo de ciclo, de paso). Los dos componentes deben ser estudiados durante el análisis de la marcha, pues las diferentes patologías pueden afectar los componentes espaciales y temporales de forma independiente (169).

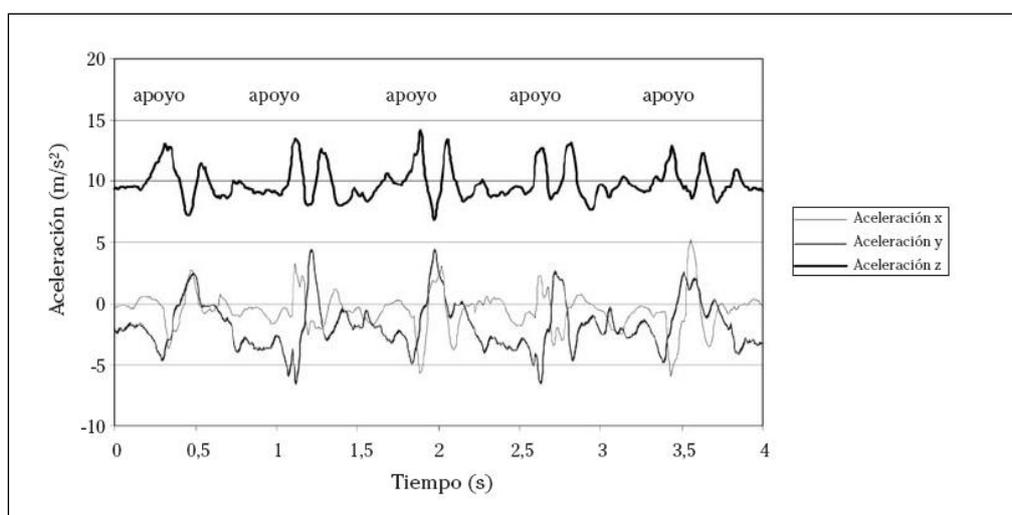
Los mencionados parámetros se pueden medir a través de las aceleraciones producidas durante la deambulación y procedentes de diferentes segmentos corporales como la cintura, el muslo o el talón (60).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

En el **análisis de la marcha con acelerómetros**, la detección del apoyo (choque) de talón es fundamental para la determinación de parámetros del ciclo de marcha. Numerosos autores han propuesto diferentes métodos para derivar parámetros espacio-temporales de las señales acelerométricas. Tal es el caso de Evans *et al.* (170) que emplearon un acelerómetro uniaxial para la detección de cada golpe de talón; Auvinet *et al.* (171) usaron un acelerómetro biaxial para obtener la frecuencia del ciclo de marcha, simetría de la zancada y regularidad de la misma a la velocidad preferida de los sujetos; y Zijstra *et al.* (145) que a través de un acelerómetro triaxial colocado en zona lumbar de sujetos sanos establecieron dos métodos para la detección del golpe de talón. A modo de ejemplo, en la Ilustración 11 se observan las aceleraciones procedentes de un acelerómetro triaxial colocado en la zona lumbar de un sujeto mientras camina; se aprecia que, tanto los máximos en el eje z como en el eje y , corresponden con el momento de apoyo de cada pie (en el que la aceleración aumenta) mientras que la aceleración disminuye cuando el pie se encuentra en el aire.

Ilustración 11. Aceleraciones obtenidas con un acelerómetro triaxial colocado en la zona lumbar del sujeto durante la marcha.



Fuente: ilustración tomada de Izquierdo *et al* (60).

El **choque de talón** se traduce en oscilaciones rápidas y diferenciadas que se pueden detectar simultáneamente tanto en la parte superior como la inferior del

cuerpo, por tanto, la alineación del eje sensor no es causa de error en la detección del golpe de talón. Sin embargo, sí es fuente de error el retraso en la detección de oscilaciones debido al movimiento del aparato por un mal ajuste de éste al cuerpo, así como la atenuación de las oscilaciones por parte del aparato músculo-esquelético (61).

En resumen, la determinación del choque de talón durante la marcha se puede realizar a través de distintos tipos de acelerómetros (uniaxiales, biaxiales o triaxiales), diferentes localizaciones (parte superior o inferior del tronco, muslos, espinillas, etc.) y número de sensores. En todos los casos, una vez detectado el golpe de talón es necesario aplicar **algoritmos matemáticos** para derivar los parámetros espaciales y temporales que se quieren estudiar. Uno de los algoritmos propuestos y de amplio uso en diferentes investigaciones sobre la marcha (56, 57, 161, 172, 173) es el de Moe-Nilssen *et al.* (174). Estos autores proponen que una señal cíclica (como es el caso de la aceleración producida durante la marcha) provocará coeficientes de autocorrelación cuyos valores máximos (picos) serán equivalentes a la periodicidad de la señal. La autocorrelación es una herramienta matemática utilizada frecuentemente en el procesamiento de señales y se define como la correlación cruzada de la señal consigo misma. Resulta de gran utilidad para encontrar patrones repetitivos dentro de una señal. Para una serie de aceleraciones procedentes del tronco durante la marcha se dan periodos de periodicidad de la señal denominados periodos dominantes por Moe-Nilssen *et al.* (174). Se pueden calcular coeficientes de autocorrelación para determinar los picos en el primer y segundo periodos dominantes, que corresponderán con el periodo del paso y de la zancada, respectivamente. Esta técnica es la empleada en la presente tesis doctoral para la obtención de parámetros espacio-temporales por lo que será explicada con mayor detalle en el capítulo de Material y Método.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

2.6.2 Monitorización de la marcha con acelerómetros en pacientes con ictus

Desde el punto de vista general del proceso de rehabilitación, conocer el comportamiento del paciente durante la vida diaria es de gran importancia clínica. Por este motivo, se desarrolló en un primer momento el monitor de actividad. Pero, en ciertos pacientes, como la población con ictus, en los que se produce una alteración en la marcha, es importante determinar no sólo la actividad de la deambulación en sí misma sino analizar también cuándo, con qué frecuencia y de qué manera (velocidad, frecuencia, simetría y regularidad del paso) caminan estos pacientes en su entorno real.

El uso de las señales acelerométricas del monitor de actividad en mediciones de larga duración (posibilidad de medición de más de 24 horas) tiene la ventaja adicional de que la medida de la locomoción durante la vida diaria tiene una mayor validez ecológica que el análisis de la marcha realizado en un laboratorio (175).

Antes de usar las señales de aceleración del monitor de actividad en el análisis de la marcha fue necesario **profundizar en el conocimiento de la señal acelerométrica durante el ciclo de marcha**. Por ejemplo, fue necesario comprender características y componentes de la señal acelerométrica como la amplitud, la secuencia y la forma de la misma durante la deambulación (65). En los estudios iniciales en los que se examinaba la validez de la acelerometría como medio de análisis de la marcha se emplearon diferentes colocaciones de los sensores, por ejemplo, algunos autores colocaban los acelerómetros en la zona lumbar (127, 128, 176, 177), mientras otros los situaban en los miembros inferiores para determinar el patrón de marcha y la coordinación del movimiento (178) o para detectar diferentes fases de la marcha (179). A continuación, se describirán estudios específicos realizados hasta el momento en el estudio de la marcha con acelerómetros en la población con ictus.

En primer lugar, haremos referencia a una serie de estudios que emplearon la **acelerometría para medir la deambulación con sensores en el tronco de**

pacientes hemipléjicos. Siete investigaciones con un diseño transversal, es decir, realizadas en un momento puntual en el tiempo (56, 57, 59, 62, 151, 180, 181) han estudiado la marcha en pacientes con ictus. Seis de ellas (56, 57, 62, 180, 181) compararon los resultados obtenidos con un grupo control de individuos sanos: Saremi *et al.* (62) describieron la validez de las medidas de la marcha obtenidas con acelerómetros en los muslos y pies; Hodt-Billinton *et al.* (57) y Mizuike *et al.* (56) determinaron la regularidad y simetría de la marcha a través de los coeficientes de Moe-Nilssen *et al.* (174) empleando un acelerómetro triaxial colocado a nivel de L3 y, en cambio Akay *et al.* (180) usaron tres acelerómetros uniaxiales; y Dobkin *et al.* (181) emplearon acelerómetros triaxiales en ambos tobillos. El estudio de Prapajati *et al.* (59), no dispone de grupo control. En esta investigación usaron dos acelerómetros triaxiales colocados bilateralmente en los tobillos de los pacientes para estudiar variables como el número y la duración de los periodos de marcha, la simetría y el ritmo durante la deambulaci3n.

Muy escasa es la literatura referente al **estudio de marcha con aceler3metros en pacientes con ictus con un dise1o longitudinal.** Destacamos tres estudios, si bien ninguno de ellos describe de forma detallada el comportamiento durante la marcha. El primero es de 2009 (52), y el periodo de seguimiento de la cohorte fue relativamente corto, s3lo seis semanas despu3s del alta. En este estudio se midieron, entre otras variables m3s generales relativas a la intensidad y la variabilidad de la actividad, el n3mero de pasos realizados por d3a. Los otros dos estudios son de 2013. El de Askim y colaboradores (182) realiza un seguimiento durante un a1o tras el ictus, pero el tipo de aceler3metros que emplearon s3lo permit3a diferenciar las posiciones de dec3bito, sedestaci3n y bipedestaci3n, por lo que no realizaron un estudio espec3fico de par3metros de la marcha. La investigaci3n de Moore *et al.* (183) llev3 a cabo el seguimiento de una cohorte de pacientes de seis meses y analiz3 de forma m3s gen3rica la actividad f3sica, valorando el tiempo total empleado realizando actividades y el n3mero total de pasos al d3a realizado por los pacientes.

Otro **grupo de publicaciones** acerca de la marcha tras el ictus est3 constituido por aquellas que emplearon un instrumento basado en aceler3metros

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

denominado *Step Activity Monitor* (SAM, en inglés). La revisión bibliográfica de Gebruers y colaboradores (50) estudió siete investigaciones que emplearon el SAM para medir la marcha en pacientes con ictus (54, 55, 58, 88, 184-186). Con frecuencia, tanto el SAM como los podómetros se usan para medir el número de pasos que realiza una persona en un tiempo determinado. En la investigación de Macko *et al.* (184) se analizó la precisión y la fiabilidad del SAM con respecto a un podómetro convencional en pacientes crónicos con ictus, concluyendo que el SAM es más preciso y fiable que el podómetro en la determinación de la cadencia y el número total de pasos en pacientes con una marcha hemipléjica. En varios estudios (88, 187) el SAM se ha empleado para la determinación de parámetros de la marcha tales como velocidad, ritmo y longitud del paso, para determinar el efecto del ambiente y otros factores en la marcha de pacientes con ictus en su entorno habitual. En otros, como el de Mudge *et al.* (89), el de Fulk *et al.* (188) y el de Michael y colaboradores (55), se estudió la correlación entre los resultados de los parámetros de la marcha obtenido con el *Step Activity Monitor* y otras medidas de la habilidad de marcha empleadas frecuentemente en el entorno clínico, como son los test cronometrados de la marcha, la escala de Berg, la velocidad confortable de marcha, la sección motora del miembro inferior de la escala Fugl-Meyer y la escala de Impacto del Ictus (*Stroke Impact Scale*).

Por último, existe un gran número de **estudios relacionados con la aplicación de la acelerometría para su uso en combinación con aparatos de estimulación eléctrica funcional** (133, 144, 189-191) **en pacientes hemipléjicos**. En dichas investigaciones el acelerómetro actúa como sensor para detectar la fase de la marcha del paciente y se sincroniza con el estimulador eléctrico para que éste desencadene el estímulo eléctrico en el nervio peroneal y evitar la caída del pie durante la fase de oscilación.

A la vista de los antecedentes descritos en relación al estudio de la marcha con acelerómetros en la población con ictus, la **presente investigación** pretende estudiar con más detalle aspectos del comportamiento de la marcha, prestando especial atención a distintos aspectos de la misma en el contexto natural de los

pacientes. Estos aspectos son: la cantidad, la distribución y la calidad de la marcha.

Respecto al primer aspecto, la **cantidad** de deambulación hace referencia al tiempo que el paciente emplea en caminar. La cantidad de tiempo dedicado a la marcha durante la vida diaria es considerado un determinante en la recuperación y el estado de salud en personas con ictus (59). En este sentido, numerosas investigaciones (54, 55, 58, 88, 187, 188, 192) han estudiado el nivel de actividad física con acelerómetros que miden el número de pasos que realiza el paciente y el consumo calórico diario. El aspecto novedoso de nuestro estudio es que no se limita a contar el número de pasos por día, sino que el tipo de acelerometría empleada permite medir de forma muy precisa la cantidad de tiempo dedicada a diferentes actividades (marcha, bipedestación estática, sedestación y decúbito) y relacionar el nivel de salud del paciente y su repercusión en las actividades de la vida diaria.

En cuanto al segundo aspecto de la marcha estudiado, la **distribución**, hace referencia al reparto temporal de diferentes actividades, por ejemplo, determinar el número de periodos de deambulación, la duración de los mismos y los patrones de distribución a lo largo del día (muchos periodos de corta duración o pocos de larga duración). Estudios recientes que usan acelerómetros para analizar la distribución de actividades (193-195), ponen de manifiesto que no sólo es importante la cantidad de una actividad determinada sino el modo en que ésta se distribuye. Por ejemplo, en el estudio de Chastin *et al.* (193) se describió que la distribución de periodos de sedentarismo es en sí mismo un factor de riesgo independiente en enfermedades crónicas y niveles bajos de salud, y en el estudio de Healy *et al.* (194) se encontró correlación entre el número de interrupciones en los periodos sedentarios y marcadores metabólicos relacionados con el nivel de salud. No obstante, los estudios mencionados analizaron aspectos globales de la actividad física (periodos de actividad y sedentarismo) pero no se centraron en actividades concretas de la vida diaria, como la deambulación. La investigación de Mann *et al.* (52) determinó que la duración de los periodos de marcha es una medida representativa a la hora de describir la deambulación, ya que puede estar

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

relacionada con la capacidad de resistencia y la fatigabilidad del sujeto. Desde nuestro conocimiento, sólo el estudio de Prajapati *et al.* (59) ha descrito algunos parámetros de distribución de la marcha con acelerómetros. Nuestra investigación pretende ofrecer un análisis exhaustivo de dichos parámetros y describir el grado de recuperación de éstos a lo largo de un año. Esto permitirá aportar información complementaria al estudio de cantidad de la marcha, diferenciando a aquellos pacientes que a pesar de caminar cada vez más tiempo (a lo largo del año de seguimiento) no mejoren su patrón de distribución de marcha, o viceversa. De este modo, el fisioterapeuta podrá establecer medidas terapéuticas específicas adaptadas a cada paciente según el aspecto de la marcha que requiera mayor atención.

En relación al tercer aspecto, los parámetros de **calidad** de la marcha, la presente investigación estudia la regularidad, simetría y velocidad durante la deambulación en el entorno real del paciente. La observación de dichos parámetros en el entorno cotidiano del paciente marca la diferencia con un gran número de estudios (196-204) sobre la marcha realizados en pacientes con ictus en un ambiente uniforme o normalizado. En el estudio de Prajapati *et al.* (59) se determinó que la asimetría de la marcha durante la vida diaria (medida con acelerometría) en pacientes con ACV era mayor que la medida en el laboratorio en estos mismos pacientes. Por ello, la medición de la marcha en un contexto real es fundamental, ya que si los factores ambientales o sociales del paciente hacen que la calidad de la marcha disminuya, la fisioterapia comunitaria debe ser capaz de identificar estos parámetros “in situ” para poder actuar en consecuencia. Si la calidad de la marcha empeora en el entorno cotidiano puede conducir al paciente a una menor participación y/o a un mayor riesgo de sufrir caídas en la comunidad. Los estudios publicados (153-155, 157) muestran que hay determinados parámetros de calidad de la marcha medidos con acelerómetros que pueden ser empleados como indicadores del riesgo de caída. La información aportada por los acelerómetros en este sentido ofrece una herramienta fundamental a la fisioterapia para decidir cuestiones como el grado de supervisión que necesita el paciente para deambular sin riesgo en la comunidad y las recomendaciones y medidas de

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

seguridad oportunas. El sistema de detección-predicción que supone la acelerometría puede ser muy útil para evitar las caídas y sus consecuencias. Debemos destacar que la población a la que va dirigida nuestro estudio está constituida principalmente por personas mayores, que por el propio proceso de envejecimiento, presentan un mayor riesgo de caídas.

3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3 OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.1 Objetivos de estudio

Especificamos aquí los objetivos e hipótesis que nos hemos marcado al diseñar el presente trabajo.

3.1.1 Objetivos generales

Los objetivos generales de esta investigación son:

3.1.1.1. Describir la recuperación de la marcha medida con acelerómetros en el entorno habitual del paciente en tres momentos sucesivos a lo largo del primer año tras el ictus.

3.1.1.2. Analizar la correlación existente entre los distintos parámetros de la marcha estudiados en los sujetos con ictus.

3.1.1.3. Determinar los patrones de la marcha en pacientes un año después de sufrir el ictus en comparación con los patrones de individuos sanos.

3.1.2 Objetivos específicos

Los objetivos específicos que se pretenden abordar en esta investigación y que emanan de los generales anteriormente descritos son:

3.1.2.1. Descripción de la recuperación de la marcha tras la primera semana, el tercer mes y el año después de la aparición del ictus en términos de cantidad de tiempo dedicada a caminar a lo largo del día.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

3.1.2.2. Analizar cómo se distribuyen los periodos de deambulación y sedentarismo a lo largo del día en los tres momentos de medición establecidos, primera semana, tercer mes y un año después del ictus.

3.1.2.3. Describir los parámetros de calidad de la marcha en relación a la regularidad, simetría y velocidad de la misma que presentan los pacientes en la primera, 12^a y 48^a semana tras el ictus.

3.1.2.4. Analizar las posibles relaciones entre los parámetros de cantidad, distribución y calidad de la marcha en el grupo de pacientes con ictus.

3.1.2.5. Comparar la cantidad de tiempo que los pacientes emplean en caminar a lo largo del día un año después de haber sufrido el ictus y la que emplean las personas sanas del grupo control.

3.1.2.6. Comparar la distribución de periodos de deambulación y sedentarismo a lo largo del día en sujetos un año tras el ictus y el grupo control.

3.1.2.7. Describir las diferencias en los parámetros de calidad de la marcha, simetría, regularidad y velocidad, en los sujetos sanos y aquellos con ictus un año después de la aparición del mismo.

3.2 Hipótesis

Las hipótesis se derivan de los tres objetivos generales del presente estudio. Se trata de tres hipótesis de tipo inductivo y a una cola. Son las siguientes:

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.2.1. El tiempo transcurrido tras la aparición del ictus provoca mejoras en el aspecto cuantitativo, de distribución y cualitativo de la marcha de dichos pacientes. Es decir, se produce un aumento de la cantidad de tiempo dedicada a caminar diaria; se incrementa la duración de los periodos de marcha y el número de dichos periodos a lo largo de las horas registradas así como el tiempo dedicado a la marcha predomina sobre los periodos sedentarios a lo largo de los tres momentos estudiados, y se produce un aumento de la simetría, regularidad y velocidad de la marcha a lo largo del proceso de recuperación del primer año tras el ictus.

3.2.2. El curso del tiempo durante el primer año de recuperación tras el ictus provoca una correlación positiva entre las variables de cantidad, distribución y calidad de la marcha descritas en los apartados anteriores. Esto es, cuanto mayor es la cantidad de tiempo diaria empleada en caminar, mayor es la duración media de los periodos de deambulación, se incrementa el número de periodos de marcha al día, disminuye el tiempo de sedentarismo y mejor es la simetría, regularidad y velocidad de la marcha.

3.2.3. El hecho de haber sufrido un ictus provoca una serie de secuelas que determinan que los pacientes un año después del ictus presenten parámetros de la marcha que se diferencian de aquellos característicos de individuos sanos. Es decir, un año tras el ictus los pacientes caminan un tiempo total diario inferior al que caminan individuos sanos, tienen una duración media de los periodos de deambulación menor que la de sujetos sanos y el número de periodos de marcha durante las horas registradas es también inferior, el tiempo de sedentarismo predomina sobre el de deambulación en pacientes a diferencia del grupo control, y las variables de simetría regularidad y velocidad de la marcha son menores en personas con ictus en comparación con las de individuos sanos.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4 MATERIAL Y MÉTODO

En este capítulo describiremos el tipo de diseño empleado para realizar la investigación, las características y el tamaño de la muestra, los criterios para seleccionar a los individuos participantes, el tipo de muestreo, los aspectos éticos, las variables de estudio, el protocolo de intervención-valoración, los instrumentos para la recogida de datos y el análisis estadístico de éstos.

4.1 Diseño del estudio

Nuestro estudio puede ser incluido en distintas clasificaciones siguiendo los criterios de Argimon y Jiménez (205) y de Juez (206).

En términos generales, en relación a la cronología de los hechos, es un estudio de tipo retrospectivo, puesto que el inicio de nuestro trabajo fue posterior a los hechos que hemos analizado.

En cuanto a su naturaleza, es de tipo descriptivo.

Atendiendo a los tres objetivos generales de nuestra investigación, podemos distinguir tres diseños diferentes. En relación al primer objetivo, el diseño consistió en el seguimiento de una cohorte en el que se establecieron una serie de cortes transversales realizándose tres observaciones a lo largo de un año: una inicial, otra a los tres meses de evolución y la última, al año tras el ictus. Para responder al segundo objetivo, se realizó un estudio descriptivo correlacional y para el tercer objetivo se diseñó un estudio de asociación cruzada.

4.2 Población, muestreo y muestra

4.2.1 Población diana

La población diana la constituyen todos los sujetos adultos que han sufrido un ictus y que manifiestan como consecuencia del mismo una alteración en la marcha.

4.2.2 Criterios de selección

Los pacientes de la Unidad de Ictus del *Erasmus Medical Center* (Róterdam, Holanda) que fueron seleccionados en nuestro estudio reunían los criterios de inclusión y de exclusión que se describen a continuación.

4.2.2.1 Criterios de inclusión

- Tener una edad entre los 25 y los 80 años.
- Haber sufrido un ictus
- Que hayan transcurrido cuatro días como máximo tras la aparición del ictus.

4.2.2.2 Criterios de exclusión

- Estado comatoso dentro de los cuatro primeros días tras el ictus.
- Haber padecido un ictus previamente con síntomas motores persistentes.
- Haber sufrido un accidente isquémico transitorio en un momento próximo a la inclusión.
- Co-morbilidad grave debida a lesiones neurológicas diferentes del ictus o lesiones traumatológicas severas que interfirieran en la marcha.

- Deficiencia severa de la comunicación y/o deterioro cognitivo valorado mediante la respuesta de los pacientes a ciertas instrucciones de movimiento.

4.2.3 Población experimental, ámbito de estudio y muestreo

Los pacientes que formaron parte de esta investigación fueron reclutados de la unidad de ictus del hospital universitario Erasmus (*Erasmus Medical Center*, Róterdam, Países Bajos) entre enero del año 2004 y diciembre del 2005.

Todos los pacientes fueron estudiados con acelerómetros en su entorno habitual: hospital, centro de rehabilitación o domicilio durante días laborables.

El tipo de muestreo utilizado fue no probabilístico de conveniencia.

4.2.4 Aspectos éticos

Nuestro estudio ha respetado los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos, de acuerdo con la Carta Internacional de los Derechos del Hombre, adoptada por la Resolución de la Asamblea General 217 III del 10 de Diciembre de 1948 de la Organización de las Naciones Unidas (207), la Declaración Bioética de Gijón (208), de la Sociedad internacional de Bioética y derechos humanos de la organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura (UNESCO) (209) y la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, en su versión revisada del año 2013 (210).

Así mismo, antes de su incorporación al estudio todos los participantes, así como su familiar o cuidador principal, fueron informados de forma verbal y escrita acerca del procedimiento a llevar a cabo y firmaron un documento de consentimiento informado para participar en la investigación. En el mencionado documento se recoge que han leído el texto de información que se les entrega, han podido hacer preguntas sobre el estudio, han recibido suficiente información sobre

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

el ensayo, han hablado con el investigador, comprenden que su participación es voluntaria, que pueden retirarse del estudio cuando quieran, sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta en la atención que se les presta. Por otro lado, han dado su consentimiento para el tratamiento informatizado de los datos de ellos obtenidos con fines científicos, conforme a las normas legales. La participación es anónima, sin embargo, los datos de los participantes estarán registrados en una lista de control que será guardada por el investigador principal y sólo recurrirá a ella en los momentos imprescindibles. El presente estudio ha contado con la aprobación del Comité Ético del *Erasmus Medical Center* en Rotterdam, Holanda.

4.2.5 Muestra: tamaño y características

Inicialmente, y cumpliendo con los criterios de selección establecidos, fueron reclutados 50 sujetos de estudio para esta investigación. Debido a cuestiones técnicas y otros motivos, que se explican con detalle en el apartado de Resultados, se incluyeron en el análisis únicamente aquellos individuos que disponían de datos acelerométricos válidos para un mínimo de dos de los tres momentos establecidos, 1ª semana (T1), tercer mes (T2) y el año (T3) tras el ictus. Finalmente se estudiaron 23 sujetos que presentaban la marcha alterada tras sufrir un ictus. Estos pacientes se incorporaron al estudio en la fase aguda (dentro de los cuatro primeros días posteriores al diagnóstico) y se realizó un seguimiento durante un año. De los 23 sujetos, 4 son mujeres (17,39%) y 19 son hombres (82,61%). Este grupo tiene una edad media de 58,13 (desviación típica=12,58).

En relación al tamaño de la muestra para los dos primeros objetivos de nuestra investigación, es decir, en el estudio de seguimiento de la cohorte y el correlacional, podemos decir que es un tamaño en consonancia con el empleado en otros estudios de acelerometría similares al nuestro.

Así, en una revisión bibliográfica de 2010, Gebruers y colaboradores (50) incluyeron diferentes artículos sobre la validación y aplicaciones clínicas de la

monitorización con acelerometría de la actividad física en pacientes con ictus. Estos autores clasificaron los estudios en tres grandes bloques, uno de ellos, el que tiene más relación con nuestra investigación, era el centrado en la extremidad inferior, la marcha, la cadencia y la actividad ambulatoria. De las diez investigaciones descritas en este bloque, ocho de ellas tenían un tamaño de la muestra que variaba entre los 6 y los 27 pacientes (54, 57, 58, 62, 88, 184, 185, 211), todos emplearon un tamaño de la muestra inferior al de nuestra investigación excepto el de Mudge y colaboradores (185) con 25 pacientes y Lord *et al.* (88), con 27 sujetos. Sólo los dos trabajos de Michael *et al.* (55, 186) tenían una muestra de 50 y 53 pacientes. No obstante, cabe destacar que todos los mencionados en la revisión de Gebruers eran estudios transversales con un único momento de medida, seis de estos estudios analizaban la fiabilidad y validez de los acelerómetros empleados, o bien realizaban una comparación entre el tipo de monitor de actividad y otro instrumento de medida. Otros cuatro describían características clínicas de variables de la marcha de los pacientes con ictus en diferentes entornos, tanto en casa como en la comunidad.

Hay otra revisión bibliográfica de 2011 (212), donde se revisaron artículos en los que se empleó la acelerometría para medir la actividad diaria de pacientes ancianos, en general. Estos autores establecieron que un 54% de los estudios incluidos tenían una muestra menor o igual a 10 sujetos, 12 estudios tenían de 11 a 20 individuos y 11 estudios tenían una muestra mayor o igual a 20.

Destacamos otra serie de estudios con características similares al nuestro en relación al uso de la acelerometría y a la medición de variables de la actividad física y de la marcha en diferentes entornos de la comunidad y con tamaños de muestras similares, como son el de Prajapati *et al.* (59), con una muestra de 16 sujetos tras el ictus y el de Baert y colaboradores en 2012 (213), con 16 pacientes con ictus de gravedad moderada. La diferencia principal de nuestra investigación con estos estudios es que son transversales y emplean otro tipo de acelerometría.

Encontramos en la literatura tres investigaciones longitudinales en las que se valoró la actividad física y el comportamiento sedentario en pacientes con ictus. Dos de ellas con un periodo de seguimiento de seis meses, el de Askim *et*

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

al. (182) y el de Moore y colaboradores (183) con muestras de 28 y 25 pacientes, respectivamente. Y el tercero, de Manns (52), con una muestra de 10 pacientes subagudos y con un periodo de seguimiento de corta duración, seis semanas tras el ictus.

4.2.6 Grupo control

En relación al tercer objetivo general de nuestra investigación, para el que se diseñó un estudio de asociación cruzada, se seleccionó un grupo de individuos sanos. Los datos referentes a este grupo se obtuvieron de una base de datos de 120 sujetos sanos que habían sido medidos con acelerómetros en estudios previos en el departamento de Rehabilitación y Fisioterapia del *Erasmus Medical Center* (Róterdam, Países Bajos). Como grupo control se incluyeron 20 personas sanas con una edad media de 55,35 y desviación típica $\pm 12,70$. Del conjunto, 9 eran mujeres (45%) y 11 hombres (55%).

El grupo control fue seleccionado atendiendo a criterios de homogeneidad de edad, testada con una t de Student ($t=0,719$ $p=0,476$).

El tamaño de la muestra para el tercer objetivo del presente estudio se determinó mediante el uso del programa informático "Gpower 3.1.6" para Windows de software gratuito. Los datos aportados al programa para dicho cálculo fueron: hipótesis a una cola, error α de 0,05 (Nivel de Confianza del 95%), una potencia del estudio del 80% (error β de 0,20) y un tamaño del efecto (d) de 0.8329. Este tamaño del efecto se obtuvo al realizarse un estudio piloto con 20 sujetos (10 sanos y 10 afectados por ictus) en el que se consideró como variable dependiente principal el parámetro de estudio regularidad del paso longitudinal, LAd1, registrándose en los individuos afectados una media de 0.7544 (DT = 0.0805; en este caso y en adelante DT: desviación típica) y en los sanos una media de 0.8162 (DT = 0.0673). Con estas condiciones el tamaño de muestra estimado es de 38 pacientes, 19 en cada grupo. Sin embargo finalmente hemos incluido un

MATERIAL Y MÉTODO

total de 43 sujetos, 23 con ictus y 20 sanos, disminuyendo el tamaño del efecto estimado a priori hasta un valor de $d = 0,7730$.

4.3 Variables de estudio

Todas las variables descritas en nuestro estudio fueron medidas en tres momentos tras la aparición del ictus: T1, primera semana tras el ictus; T2, 12^a semana; y T3, 48^a semana. Para facilitar la lectura de este apartado se ha incluido en la Tabla 6 y en la Tabla 7 un resumen de todas las variables de estudio.

Tabla 6. Variables de estudio basadas en datos acelerométricos.

VARIABLES DE CANTIDAD	VARIABLES DE DISTRIBUCIÓN	VARIABLES DE CALIDAD
✚ Tiempo de marcha	✚ Duración media periodos de marcha	✚ Regularidad del paso
✚ Tiempo en bipedestación	✚ Número de periodos de marcha	✚ Regularidad del ciclo de marcha
✚ Tiempo en sedestación	✚ Coeficiente de variación de los periodos de marcha	✚ Índice de simetría de la marcha
✚ Tiempo en decúbito	✚ Exponente de sedentarismo	✚ Ratio de duración del paso
✚ Tiempo de sedentarismo		✚ Velocidad de marcha

Fuente: elaboración propia

En relación a las variables, en el estudio correlacional, para simplificar los análisis ante la presencia del gran número de variables, éstas se clasificaron en primarias y secundarias. Es decir, para cada aspecto de la marcha, cantidad, distribución y calidad, se seleccionaron variables primarias representativas, entre las que se estudiaron las diferentes correlaciones. Se tuvieron en cuenta una serie de criterios para seleccionar dichas variables como primarias, así, en el aspecto cuantitativo, se seleccionaron aquellas más relacionadas con el comportamiento

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

durante la marcha (tiempo de marcha y tiempo en bipedestación); en el aspecto de la distribución, se emplearon aquellas con una interpretación clínica más sencilla y referidas con mayor frecuencia en la literatura científica previa (duración y número de los periodos de marcha); y, en relación al aspecto cualitativo, se seleccionaron aquellas variables descritas como las más estables según los autores que crearon este método de valoración, Moe-Nilssen y Helbostad (42, 174), y que son: regularidad del paso longitudinal, índice de simetría longitudinal y velocidad de la marcha.

Tabla 7. Otras variables de estudio que no fueron medidas con acelerómetros.

Otras variables de estudio
✚ <i>Motor Assessment Scale</i>
✚ <i>Functional Independence Measure</i>
✚ Velocidad de la marcha medida con el test de 5 metros

Fuente: elaboración propia

4.3.1 Variables medidas con acelerometría

Los acelerómetros registraron los datos durante las actividades de la vida diaria de los sujetos durante un total de ocho horas por día, desde las 10 de la mañana hasta las 6 de la tarde. Los datos del presente estudio se emplearon inicialmente en una investigación de Janssen *et al.*(53). En dicho estudio se analizó el paso de sedestación a bipedestación y aquellos pacientes que no eran capaces pasar de la posición sentado a de pie de forma independiente no fueron medidos con acelerometría. Como consecuencia, en nuestro estudio hay 11 pacientes que carecen de datos acelerométricos en T1.

Podemos describir las variables medidas con acelerómetros agrupándolas según el aspecto de la marcha al que hacen referencia.

4.3.1.1 Variables de cantidad

Hacen referencia a la cantidad de tiempo dedicado a diferentes actividades a lo largo de las 8 horas registradas:

- Tiempo de marcha. Es el porcentaje de tiempo empleado en caminar. Variable cuantitativa continua.
- Tiempo de bipedestación. Es el porcentaje de tiempo en bipedestación (incluye el tiempo en bipedestación tanto estática como durante la marcha). Variable cuantitativa continua.
- Tiempo en sedestación. Es el porcentaje de tiempo sentado. Variable cuantitativa continua.
- Tiempo en decúbito. Es el porcentaje de tiempo tumbado (supino, lateral o prono). Variable cuantitativa continua.
- Tiempo de sedentarismo. Es el porcentaje de tiempo que la persona está tumbada o sentada. Variable cuantitativa continua.

4.3.1.2 Variables de distribución

La distribución de las actividades a lo largo del periodo de ocho horas medido ha sido valorada utilizando el método descrito por Sebastian Chastin y colaboradores(193). Este método cuantifica cómo periodos más largos o cortos de actividades contribuyen al tiempo total dedicado a una determinada actividad. Por ejemplo, puede ocurrir que el tiempo total empleado en una actividad esté formado por muchos periodos de corta duración o por pocos de duración más larga. El citado investigador colaboró personalmente en el equipo del presente estudio para realizar los análisis estadísticos del apartado de distribución de actividades. Las variables son:

- Duración media de los periodos de deambulacion. Variable cuantitativa continua. Esta variable está basada en la duración media de los periodos después de realizar una transformación log-normal. En estadística esta media se denomina *mu*.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

- Número de periodos de marcha durante las 8 horas registradas. Variable cuantitativa discreta.
- Coeficiente de variación de los periodos de marcha. Se obtiene dividiendo la duración media de los periodos de deambulación (μ) entre el equivalente a la desviación típica en una distribución log-normal (S^2). Este parámetro indica la variabilidad en la duración de los periodos de marcha. Un coeficiente alto indica que la duración de los periodos es muy variada y viceversa.
- Exponente de sedentarismo. Esta variable cuantifica diferentes estrategias de comportamientos sedentarios. Un menor exponente indica que el sujeto tiende a acumular tiempo sedentario con una mayor proporción de periodos sedentarios largos. Se calcula empleando la técnica de probabilidad máxima robusta (*robust maximum likelihood*)(193).

4.3.1.3 Variables de calidad de la marcha

Todos los parámetros de calidad de la marcha se calcularon en base a diez periodos de deambulación de un mínimo de 20 segundos. En los casos en los que en una única medida de 8 horas se encontraron más de diez periodos superiores a 20 segundos, se usaron los periodos de marcha de mayor duración. Las variables de calidad de la marcha hacen referencia a la regularidad de la marcha, es decir, a la similitud de pasos o ciclos de marcha consecutivos; a la simetría, que hace referencia a la similitud de pasos contralaterales y a la velocidad de la marcha. Estas variables están esquematizadas en la Tabla 8 y explicadas a continuación.

MATERIAL Y MÉTODO

Tabla 8. Variables de calidad de la marcha.

Regularidad de la marcha	Regularidad del paso, Ad1	Longitudinal, Ad1 lon Transversal, Ad1 tra
	Regularidad del ciclo, Ad2	Longitudinal, Ad2 lon Transversal, Ad2 tra
Simetría de la marcha	Índice de simetría, Ad1/Ad2	Longitudinal, Ad1/Ad2 lon Transversal Ad1/Ad2 tra
	Ratio de duración del paso	
Velocidad de la marcha	<i>Body Motility Signal</i>	

Fuente: elaboración propia

- Regularidad del paso. Esta variable hace referencia a la similitud de los pasos consecutivos de la marcha. Se calculó en base al coeficiente de autocorrelación propuesto por Moe-Nilssen y Helbostad (174) para las señales acelerométricas procedentes del tronco mientras el sujeto camina. Dicho método ha sido descrito en el capítulo de Marco Teórico Conceptual de la presente tesis, véase también el Anexo I. Esta variable se denomina primer periodo dominante, en inglés *first autocorrelation dominant period* y por eso se escribe Ad1. En nuestro estudio esta variable se calculó en el eje longitudinal, Ad1 lon, y transversal, Ad1 tra. La variable regularidad del paso es cuantitativa continua. Un valor de Ad1 próximo a 1 indica una óptima regularidad del paso.
- Regularidad del ciclo de marcha. Su cálculo es similar al explicado para la regularidad del paso pero ahora basado en el segundo periodo dominante, Ad2. De forma que Ad2 expresa la regularidad de la señal en relación a los ciclos de marcha consecutivos. Al igual que Ad1 se calculó en dos ejes del espacio, longitudinal, LAd2 y transversal, Tad2. Ad2 próximo a 1 refleja una regularidad del ciclo elevada. Es una variable cuantitativa continua.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

- Índice de simetría de la marcha. Describe la similitud de los pasos contralaterales. Se obtiene dividiendo la regularidad del paso entre la regularidad del ciclo: $Ad1/Ad2$. En una marcha perfectamente simétrica este coeficiente equivale a 1. La variable es cuantitativa continua.
- Ratio de duración del paso. Describe la similitud en relación al tiempo empleado en el paso de pasos contralaterales. Este ratio se obtiene dividiendo el tiempo que emplea el miembro parético en realizar el paso por el tiempo que emplea el miembro sano en dar el paso. Valores cercanos a 1 reflejan una marcha simétrica. Es una variable cuantitativa continua.
- Velocidad de marcha. Una de las señales derivadas de cada sensor es denominada "*motility signal*". La media de estas señales procedentes de cuatro señales medidas (dos procedentes de los muslos, longitudinal del tronco y sagital del tronco) se denomina "*body motility signal*". Éste puede ser usado como un indicador de la velocidad de marcha (63, 129). Se trata de una variable cuantitativa continua y se mide en "g", donde $1g = 9,8 \text{ m/seg}$.

4.3.2 Otras variables de estudio

En la primera valoración de cada paciente se anotaron datos personales, como la edad (variable cuantitativa continua medida en años) y el sexo (variable cualitativa nominal dicotómica, presentando dos categorías: hombre y mujer), y datos relativos a su grado de afectación tras el ictus, tales como el hemisferio lesionado (variable cualitativa nominal dicotómica, presentando dos categorías: izquierdo y derecho), y la localización de la lesión (variable cualitativa nominal

policotómica presentado como categorías: arteria cerebral media, anterior, posterior y/o ganglios basales).

En el grupo de pacientes con ictus se midieron también las siguientes variables en los momentos T1 (primera semana), T2 (12ª semana) y T3 (48ª semana):

- Escala *Motor Assessment Scale (MAS)*. Es una variable cualitativa ordinal. En la presente investigación esta escala fue empleada en su versión inglesa. Está constituida por 8 apartados que valoran 8 áreas de la función motora. Cada apartado, a excepción del relacionado con el tono, se valora usando una escala del 0 al 6, donde 6 indica una ejecución óptima de la función motora. La puntuación de todos los apartados se suma, pudiéndose obtener un máximo de 48 puntos.
- Cuestionario *Functional Independence Measure (FIM)* (214). Es una variable cualitativa ordinal. En este estudio el cuestionario empleado estaba traducido y validado en holandés (215). La escala incluye 18 apartados que evalúan el grado de autonomía del individuo para realizar actividades de la vida diaria. Cada apartado se puntúa del 1 al 7, donde 1 representa total dependencia y 7 indica máxima autonomía. Los valores totales obtenidos en el test pueden variar desde un mínimo de 18 hasta un máximo de 126, siendo los valores más elevados los relacionados con una mayor independencia.
- Velocidad de la deambulación medida con el test de 5 metros de la marcha (*5-meter walking test*) (216). Se calcula dividiendo la distancia por el tiempo empleado en recorrerla. La variable es cuantitativa continua y se mide en metros/segundo.

4.4 Instrumentos de valoración y recogida de datos

Todas las variables de estudio se midieron en tres momentos consecutivos: T1, la primera semana tras el ictus, T2, tres meses después y T3, al cabo de un año

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

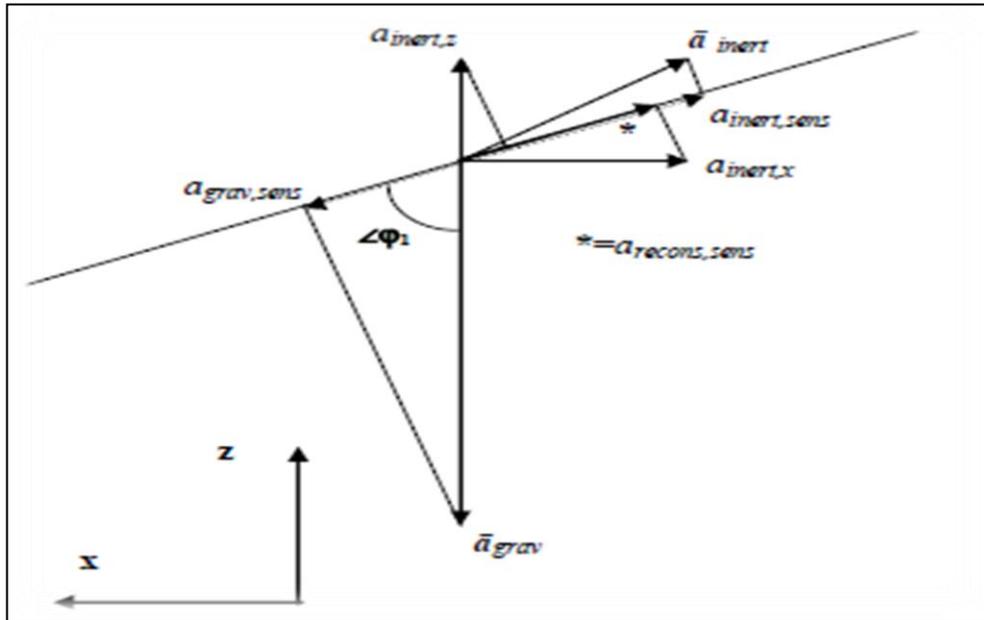
tras la aparición de la lesión. La investigación se llevó a cabo en el lugar de residencia habitual de los pacientes en cada medición (hospital, domicilio, centro de rehabilitación o residencia de ancianos). Una vez allí, se completaban las escalas y test que se detallan a continuación y se procedía al registro acelerométrico de la actividad de los pacientes desde las 10 de la mañana hasta las 6 de la tarde.

4.4.1 Acelerómetros y validación del Vitaport Activity Monitor

El conjunto de acelerómetros empleados en este estudio y su configuración se denomina *Vitaport Activity Monitor*. Los acelerómetros son del tipo piezo-resistivo modelo ADXL202 (*Analog Devices, Breda, The Netherlands, adapted by Temec Instruments, Kerkrade, The Netherlands*) con un tamaño de 1,5 x 1,5 x 1 cm. Los dispositivos consisten en una masa conectada a un sustrato cuya resistencia eléctrica varía según la fuerza ejercida por la masa. El sustrato forma parte de un circuito eléctrico, de modo que, cuando se produce una aceleración, la masa ejerce una fuerza en el sustrato, provocando un cambio de resistencia eléctrica en el mismo y generando un potencial eléctrico en el circuito proporcional a la magnitud de la fuerza ejercida. Estos instrumentos sólo son sensibles a la aceleración en la misma dirección de su eje sensible. Si el sensor no se mueve, hay una señal que depende de la aceleración que la gravedad ejerce en la masa (a_{grav}). La parte de la aceleración de la gravedad medida en el eje sensible, $a_{\text{grav,sens}}$ depende del ángulo ϕ_1 formado entre el eje sensible del acelerómetro y la aceleración de la gravedad (ver Ilustración 12). Si el sensor se mueve, se produce también una aceleración inercial a_{iner} . Como en la aceleración gravitacional, la parte de la aceleración inercial medida en el eje sensible, $a_{\text{iner,sens}}$ depende del ángulo formado entre el eje sensible y la aceleración inercial (ver Ilustración 12). La aceleración total medida por el acelerómetro es la suma de $a_{\text{grav,sens}}$ y $a_{\text{iner,sens}}$. Asumiendo que los segmentos son rígidos, a_{iner} es la resultante de la aceleración translacional (a_{trans}) y rotacional del segmento (a_{rot}).

MATERIAL Y MÉTODO

Ilustración 12. Representación gráfica de los componentes gravitacionales e inerciales de la aceleración.



Fuente: imagen tomada de Bussmann *et al.* (63).

La colocación estándar del *Activity Monitor* consiste en un sensor (uniaxial) en cada muslo, situado a media distancia entre el trocánter mayor y la parte lateral de la articulación de la rodilla, y con el eje sensible orientado en dirección sagital cuando el sujeto está en la posición anatómica. El tercer sensor (biaxial) está situado en la parte inferior del esternón, con ejes sensibles en las direcciones sagital y longitudinal. En el esternón se puede colocar un sensor adicional con eje sensible en la dirección transversal. En estudios dirigidos a una población en silla de ruedas o a medidas relacionadas con el miembro superior, los sensores se colocan en el/los antebrazo/s. Estos sensores pueden ser adicionales o pueden remplazar a los del tronco o los miembros inferiores. Ver Ilustración 13.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 13. Configuración estándar del *Activity Monitor* con acelerómetros en los muslos, esternón y antebrazos.



Fuente: imagen tomada del departamento de Rehabilitación y Medicina Física del hospital *Erasmus Medical Center* (Rotterdam, Holanda).

Los acelerómetros están fijados sobre un material almohadillado denominado *Rolian Kusionflex* (*Smith & Nephew, Hoofddorp, The Netherlands*) o sobre unos adhesivos de silicona (*Schwa-Medico, Ehringshausen, Germany*) a través de adhesivo de doble cara; ambos materiales se pueden fijar directamente a la piel. Todos los acelerómetros deben colocarse tan paralelos como sea posible al eje longitudinal del segmento corporal al que van adheridos; el máximo de desviación permitida es de 15°. Si un sensor no se puede fijar dentro de este rango,

MATERIAL Y MÉTODO

se usa una cuña. Cada acelerómetro se une a un dispositivo portátil de registro por medio de cables separados o a través de un multiconector. Este dispositivo de registro se lleva en una bandolera fijada alrededor de la cintura (ver Ilustración 13).

La validación del *Activity Monitor* (AM) como medio de monitorización del movimiento ha sido previamente investigada (64, 119-121). En estos cuatro estudios participaron sujetos sanos, personas con amputación de miembro inferior, estudiantes que colaboraban en un estudio psicofisiológico, pacientes tras cirugía de espalda y pacientes crónicos tras infarto de miocardio. Los individuos realizaban un gran número de actividades funcionales. Las mediciones se realizaron registrando de forma simultánea con el AM y una cámara de vídeo. En las publicaciones mencionadas, a excepción de la de van den Berg-Emon *et al.*, se describe una versión previa del AM, idéntica en la configuración de los sensores, pero diferente en el programa de análisis. Esta versión permitía distinguir diferentes posturas (bipedestación, sedestación y diferentes decúbitos) y movimientos (por ejemplo, marcha, subir escaleras, ir en bici) como un grupo. Los movimientos se diferenciaban de las posturas a través de un algoritmo booleano, la detección de posturas/movimientos era jerárquica y diversos movimientos no se podían distinguir unos de otros. Ya que la versión previa y la actual se diferencian únicamente en el programa de análisis, los datos de la versión previa se pueden usar para validar aquellos de la versión actual. La validez del AM fue medida calculando la concordancia de datos entre el output del AM y el output del vídeo y comparando el número de periodos caminando y la duración de las posturas/movimientos determinados por ambos métodos.

La concordancia entre el output del AM (versión actual) y el registro de vídeo en los cuatro estudios fue del 89%, 93%, 81% y 90%. En los tres estudios en los que los periodos de actividad dinámica tenían una duración considerable, la marcha tenía una puntuación de concordancia que variaba desde un 67 a un 95%. Las diferencias con el análisis de la cinta de vídeo se produjeron principalmente en las denominadas “áreas grises”, como las correspondientes a periodos de marcha arrastrando los pies o bipedestación con movimiento. Durante la subida de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

escaleras, la puntuación de sensibilidad fue menor, una media alrededor de 24%, 76% y 49% en cada estudio, con un rango de 0-87%, debido por lo general a la mala detección de periodos de marcha. En general, la duración de la marcha fue subestimada, -0,8%, -0,8% y -4,1%. El número total de periodos de marcha fue bien determinado, número total, 169 vs. 170, 255 vs. 240 y 94 vs. 110, respectivamente. La puntuación de concordancia para la actividad de ir en bicicleta varió desde un 51 hasta un 100%.

La versión actual del AM es una extensión/ampliación válida de la primera versión. La detección de posturas es equivalente, y la actividad de la marcha e ir en bicicleta fueron así mismo bien determinadas. La habilidad para determinar la subida de escaleras fue menos potente pero una mejor determinación de la desviación angular de los segmentos podría compensar este hecho.

4.4.2 Motor Assessment Scale (MAS)

Esta escala, desarrollada por Carr & Shepherd en 1985 (217), tiene como objetivo evaluar la función motora durante las actividades de la vida diaria en una población adulta (18-64 años) y anciana (mayor de 65 años) que ha sufrido un ictus.

La evaluación consta de 8 apartados referentes a 8 áreas de la función motora y un apartado relativo al tono general. El paciente realiza cada tarea 3 veces y se emplea para puntuar la que realiza mejor. La puntuación de todos los apartados, con excepción del relacionado con el tono, se realiza de acuerdo a una escala de 7 valores, de 0 a 6, en la que el 6 representa un comportamiento motor óptimo. El apartado del tono general se evalúa en base a la observación a lo largo de toda la realización del test. Una puntuación de 4 en el tono indica una respuesta normal de forma sistemática durante la realización de las tareas, si hay un hipertono persistente se puntúa por encima de 4 y valores por debajo de 4 indican diferentes grados de hipotonía. La puntuación de los apartados, exceptuando el del

MATERIAL Y MÉTODO

tono muscular, se suma y se obtiene un resultado global cuyo valor máximo es de 48 puntos.

En cuanto a la validez de la escala, Carr *et al.* (217) describieron dos aspectos de la fiabilidad de la misma. Para comprobar la fiabilidad entre observadores, se grabaron con vídeo a cinco pacientes con ictus mientras eran evaluados con la escala MAS. Éstas se establecieron como valoraciones estándar. A continuación, veinte observadores valoraron a los pacientes y sus resultados fueron correlacionados con las valoraciones estándar. Para determinar la fiabilidad test-retest los observadores tuvieron que pasar la misma escala en dos ocasiones, con un intervalo de 4 semanas, a 14 pacientes con ictus cuya recuperación se consideraba estable y, finalmente, se correlacionaron los resultados. En este estudio se concluyó que la escala MAS tiene una alta fiabilidad con una correlación intra-observador de 0,95 y una media de correlación test-retest de 0,98.

Malouin *et al.* (218) en 1994 estudiaron la validez criterial, predictiva o de pronóstico de la escala MAS, para ello la compararon con la escala *Fugl-Meyer Assessment* (FMA), un test fiable y validado para la valoración de la función motora en pacientes con ictus. Concluyeron que existe una validez concurrente o simultánea excelente con la puntuación total de la FMA, $r = 0,96$, excluyendo el apartado del tono muscular; un nivel adecuado-excelente de validez concurrente entre los apartados similares de la MAS y FMA, $r = 0,65$ a $0,93$, y una validez concurrente pobre con el apartado de equilibrio en sedestación de la MAS y FMA, $r = -0,10$.

La validez de constructo fue estudiada en 2004 por Tyson & De Souza(219) y con este objetivo compararon los mismos constructos de las escalas MAS, *Berg Balance Scale* y *Rivermead Mobility Index* utilizando el coeficiente Rho de Spearman. Resultó en una adecuada validez convergente en el apartado de elevación del brazo en sedestación, $r = 0,33$, $p < 0,05$, y una adecuada validez convergente en el apartado del paso de sedestación a bipedestación, $r = 0,54$, $p < 0,01$.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

En nuestra investigación se empleó la escala MAS en inglés, idioma en el que había sido validada en los estudios mencionados anteriormente (217-219). Se completó el test en su totalidad pero se prestará especial atención al quinto apartado, referente a la marcha del paciente. Las medidas se realizaron en 6 momentos consecutivos: la 1ª, 3ª, 6ª, 9ª, 12ª, 24ª y 48ª semanas tras la aparición del ictus.

4.4.3 Functional Independence Measure (FIM)

Este test tiene como objetivo medir el grado de discapacidad basándose en la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud e indica cuánta asistencia necesita el individuo para llevar a cabo las actividades de la vida diaria. La población a la que se dirige está constituida por adultos de 18 a 64 años y ancianos mayores de 65. Ha sido validada en pacientes con ictus, lesión medular, daño cerebral, esclerosis múltiple, lesiones ortopédicas y ancianos.

Consta de 18 apartados de los cuales 13 se refieren a tareas motoras basadas en el índice de Barthel y 5 a tareas cognitivas consideradas actividades básicas de la vida diaria. Las tareas se puntúan en una escala ordinal de 7 que puede variar desde una necesidad de asistencia total hasta la independencia total del individuo para realizar la tarea. La puntuación total puede ser de un mínimo de 18 hasta un máximo de 126 indicando el nivel de funcionalidad. En este test los valores se puntúan según la información referida por el paciente.

La validez de contenido de la FIM se estableció en un estudio piloto de Keith & Granger (214) en 1987 llevado a cabo en 11 centros donde 110 pacientes fueron evaluados.

La validez inter e intra-observador de la FIM fue estudiada por Kohler *et al.* (220) en ancianos y pacientes con ictus. Se concluyó que existía una adecuada fiabilidad entre las dos valoraciones para la mayoría de los 18 ítems y una fiabilidad pobre en 4 apartados relacionados con las escaleras, vestido, marcha e

incontinencia fecal. En un metanálisis de Ottenbacher *et al.* (221) sobre 11 estudios publicados entre 1993 y 1995 con un total de 1.568 participantes, se concluyó que había una consistencia general excelente, fiabilidad media intra-observador de 0,95, en pacientes con diferentes diagnósticos y niveles de gravedad.

La consistencia interna de la FIM en pacientes con ictus agudo fue estudiada por Hsueh *et al.* (222). Se determinó una buena consistencia interna de la subescala motora de la FIM con un alfa de Cronbach de 0,88 en el ingreso y 0,91 al alta. En este mismo estudio se determinó la validez predictiva comparando la FIM con el índice de Barthel. La validez concurrente resultó en una correlación excelente entre la FIM y la versión de 10 items del índice de Barthel, ingreso $r = 0,92$, alta $r = 0,94$.

La validez de constructo fue estudiada por Tur *et al.* (223) que determinaron fuerte correlación entre la puntuación total de la FIM y la edad, la duración de la estancia hospitalaria y varios índices de recuperación motora.

En nuestro estudio se empleó el cuestionario de la FIM en holandés, idioma en el que fue validado con anterioridad por Streppel *et al.* (215) en pacientes con ictus. Se pasó dicho test en la primera semana tras el ictus y consecutivamente en las semanas 3, 6, 9, 12, 24 y 48.

4.4.4 Test de la marcha en 5 metros (5-meter walking test)

Los test de velocidad de la marcha han sido empleados frecuentemente en investigación usando distancias que varían desde los 2 a los 10 metros. En nuestra investigación se ha empleado el test de los 5 metros realizado a una velocidad confortable para el paciente. Esta medición ha sido previamente validada en términos de fiabilidad inter-observador y test-retest en una población con ictus en diversos estudios (47, 224) y en términos de sensibilidad en la investigación de Salbach *et al.* (216).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

En nuestro estudio se realizó el test de 5 metros de la marcha en tres ocasiones, la primera semana, a los 3 meses y al año tras el ictus. Se empleó para obtener la velocidad de marcha, al dividir la distancia entre el tiempo empleado en recorrerla.

4.5 Protocolo de procesamiento y análisis de los datos acelerométricos

A continuación se describe con detalle el proceso de análisis de datos llevado a cabo en esta investigación para la obtención de las variables de estudio relativas a la acelerometría.

4.5.1 Análisis automático de los datos

En primer lugar, una vez que la actividad del paciente ha sido registrada con los acelerómetros, hay que descargar en el ordenador la información almacenada en la unidad portátil de registro *Vitaport 2*. El programa de PC empleado para realizar este análisis se denomina *Vitaport Analysis Package*, y para el caso concreto de nuestros datos se empleó el módulo denominado *Kinematic Analysis*.

En el análisis automático se distinguen tres fases:

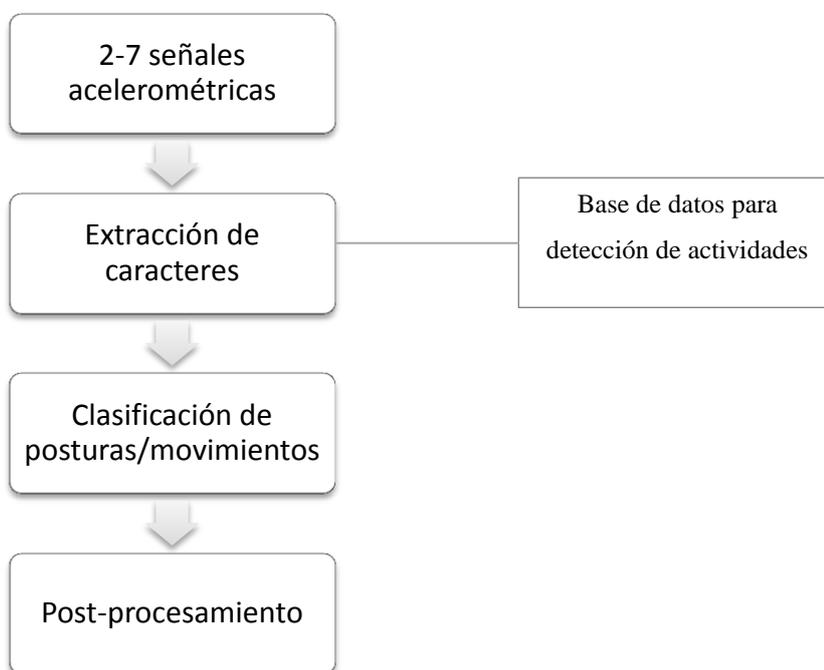
1. Extracción de caracteres (*feature extraction*). A partir de cada señal acelerométrica se generan nuevas señales con unas características determinadas (*feature signals*).
2. Detección de posturas/movimientos (*posture/motion detection*). Un conjunto de señales características (*feature signals*) determina una cierta postura o movimiento. En esta fase se clasifican las diferentes posturas y movimientos a partir de las señales características extraídas de la señal original.

MATERIAL Y MÉTODO

3. Post-procesamiento (*postprocessing*). Una vez las posturas y movimientos han sido obtenidas en la fase anterior, hay una serie de opciones de post-procesamiento de los datos. Este paso es opcional y depende del tipo de información que se quiera aportar.

En la Ilustración 14 se presenta un esquema general de las fases mencionadas.

Ilustración 14. Esquema de las fases del análisis automático de los datos acelerométricos.



Fuente: elaboración propia.

4.5.2 Extracción de caracteres

En la primera fase, de cada señal acelerométrica se derivan tres características.

1. Característica angular (*low pass/angular feature*). La señal angular (*LP/angular signal*) es la que resulta tras someter la señal original a un filtro de baja frecuencia (“filtro pasa bajas”). El filtro se utiliza para

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

permitir el paso de un rango de frecuencias (en este caso, menores de 0,3 Hz) y rechazar todas las frecuencias mayores de ese valor. A continuación, se extrae la media de las frecuencias filtradas en un intervalo de 1 segundo y se convierten en una señal angular a través de una transformación arcoseno (*arcsine transformation*), con un rango de -90° a $+90^\circ$. De este modo, la señal analógica se transforma en una señal angular (ver Ilustración 15).

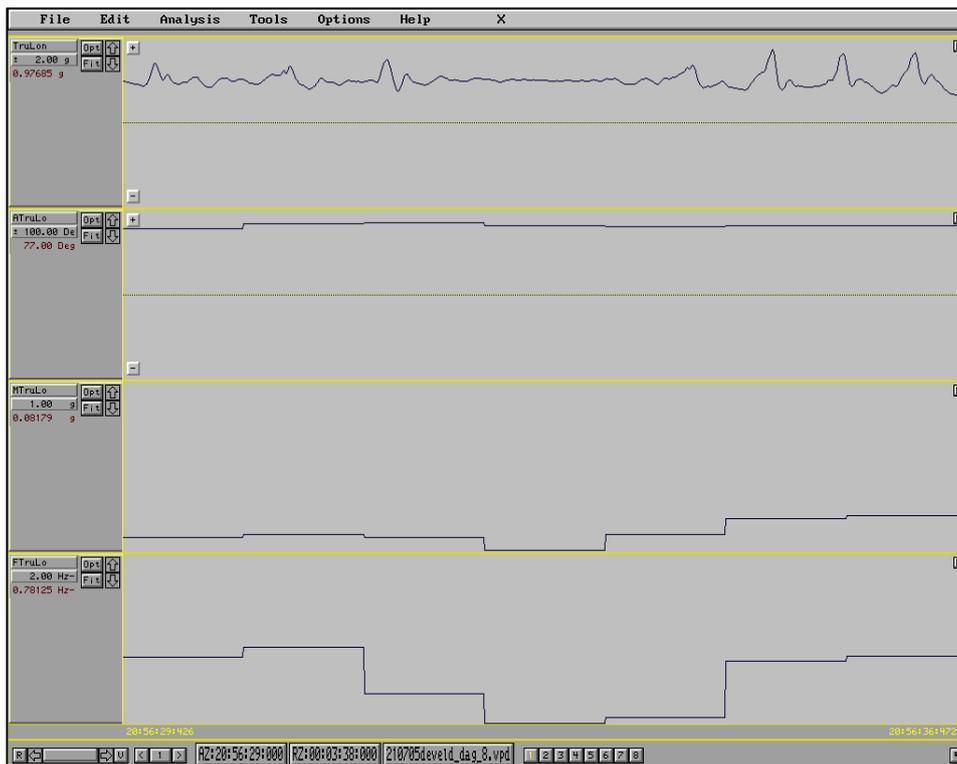
2. Motilidad (*motility feature*). Cuando la señal acelerométrica se somete a un filtro de alta frecuencia (“filtro pasa altas”) se obtiene como resultado la señal de motilidad. En este caso, el filtro deja pasar únicamente las frecuencias mayores de 0,3 Hz. Se obtiene al substrair la señal filtrada a baja frecuencia a la señal original. Se hace una media de los datos obtenidos en el intervalo de un segundo y el valor medio se asigna a la señal de motilidad (1 Hz). Este valor depende de la variabilidad de la señal medida con respecto a la media y puede ser considerada como la “energía de aceleración”.
3. Frecuencia (*frequency feature*). La señal de frecuencia (*frequency signal*) se obtiene al aplicar un “filtro pasa bandas”. Este tipo de filtro permite el paso de un rango específico de frecuencias. Dicho rango, en nuestro caso es de 0,3-2 Hz para las señales procedentes de los sensores de las piernas y de 0,6-4 Hz para las procedentes del tronco. La señal filtrada tiene, idealmente, una forma sinusoidal con la frecuencia de movimiento del segmento corporal donde está fijado el sensor. Dicha señal es el input (entrada) para el procedimiento denominado *fast time frequency transform (FTFT)*. Este procedimiento es un análisis de frecuencia instantáneo que determina la amplitud y la frecuencia de la señal filtrada con el filtro pasa bandas. Para que el procedimiento sea válido la señal debe cumplir tres criterios en la base de datos del FTFT: el rango de frecuencia, el rango de amplitud de la

MATERIAL Y MÉTODO

señal filtrada y la variabilidad de la frecuencia detectada. Si la señal no reúne estos tres criterios, no se asigna ninguna frecuencia válida. Si la señal cumple los criterios, se asignan frecuencias y se obtiene la media de las mismas en un intervalo de 1 segundo.

En la Ilustración 15 se muestra un ejemplo de una señal procedente de un acelerómetro y las tres señales características derivadas de la misma.

Ilustración 15. Señal acelerométrica procedente del sensor longitudinal del tronco (TruLon) en la parte superior de la gráfica; señal angular (ATruLo) derivada de la misma, en la gráfica inmediatamente inferior; señal de motilidad ((MTruLo), en la gráfica situada debajo de la anterior; y señal de frecuencia (FTruLo) representada en la gráfica de la parte más inferior de la ilustración.



Fuente: elaboración propia.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

4.5.2.1 Detección de posturas/movimientos

En el programa de análisis están clasificadas más de 20 posturas y movimientos, también denominados subcategorías (ver Tabla 4). Cada postura/movimiento se determina en base a las señales características derivadas de la señal original. La base de datos consta de un valor máximo y mínimo (*preset range*) para cada subcategoría y para cada señal característica. Para momentos consecutivos en el tiempo (1 segundo), para cada señal característica y para cada subcategoría, se calcula la “distancia” comparando la señal característica con el *preset range*. Las tres señales características, LP/angular, motilidad y frecuencia, tienen unidades diferentes (grados, *g* y Hz, respectivamente), por ello, es necesario transformar algunas de ellas en escalas estándar para poder calcular la influencia proporcional de todas. Si el valor de una señal característica se encuentra dentro del rango de una postura/movimiento determinado, la distancia es cero, es decir, esa señal característica no añade nada a la distancia total de la subcategoría. Se determinan las distancias derivadas de las señales características y se suman para cada subcategoría. La subcategoría de menor distancia total será finalmente seleccionada y detectada. Si se detecta una subcategoría cuya distancia es superior al umbral determinado en el *preset*, esto indica un bajo grado de fiabilidad y se clasifica como categoría “desconocida” (*unknown*).

4.5.2.2 Post-procesamiento de los datos obtenidos

Una vez se han detectado las posturas/movimientos, existen una serie de procedimientos opcionales de post-procesado.

1. Conversión de subcategorías en categorías principales. La mayoría de las 23 subcategorías de posturas/movimientos son necesarias inicialmente para evitar fallos en la detección; no obstante, en fases posteriores, no tienen por qué ser todas ellas de interés. Se puede

MATERIAL Y MÉTODO

reducir el número de subcategorías combinando un grupo de posturas/movimientos en una categoría principal (ver Tabla 9 y Tabla 10). En nuestro estudio, las diferentes subcategorías se agruparon en las posturas de decúbito, sedestación, bipedestación y los movimientos de marcha, carrera, subir escaleras, ir en bicicleta, ir en silla de ruedas, movimientos no cíclicos y transiciones entre posturas.

Tabla 9. Clasificación de todas las posturas/movimientos que el acelerómetro puede detectar. Se usan los denominados códigos *Post-r* que diferencian 30 subcategorías.

Códigos Post-r	Postura/movimiento
10	Decúbito prono
20	Decúbito prono con el tronco incorporado
30	Decúbito lateral con el tronco muy hacia delante
40	Decúbito lateral con el tronco hacia delante
50	Decúbito lateral con el tronco hacia detrás
60	Decúbito lateral con el tronco muy hacia detrás
65	Decúbito lateral sin definir
66	Decúbito lateral izquierdo
67	Decúbito lateral derecho
70	Decúbito supino
80	Sedestación con el tronco inclinado hacia detrás
90	Sedestación erguida
100	Sedestación con el tronco inclinado hacia delante
110	Sedestación con el tronco muy inclinado hacia detrás
115	Sedestación en coche/transporte público
116	Sedestación en coche
120	Bipedestación con el tronco muy inclinado hacia delante
130	Bipedestación con el tronco inclinado hacia delante
140	Bipedestación erguida
145	Bipedestación en transporte público
150	Movimiento
160	Marcha lenta
170	Marcha
180	Subiendo escaleras
190	Bajando escaleras
200	Marcha rápida
210	Corriendo
220	Silla de ruedas
230	Bicicleta
231	Moto
0	Desconocido

Fuente: Traducida de Bussmann *et al.* (63).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 10. Otro tipo de clasificación de posturas/movimientos según los códigos *Post-I* en la que se diferencian 16 subcategorías (se agrupan actividades como caminar despacio, caminar lento y caminar a velocidad media en un solo código). El código *Post-S* es exactamente igual que el *Post-I* pero se eliminan todas las actividades inferiores a 5 segundos.

Código Post-I y Post-S	Postura/movimiento
10	Decúbito supino
20	Decúbito lateral
21	Decúbito lateral izquierdo
22	Decúbito lateral derecho
30	Decúbito prono
40	Bipedestación
50	Sedestación
60	Bipedestación en transporte público
70	Sedestación en coche/transporte público
110	Movimiento general
120	Marcha
130	Subir escaleras
140	Bajar escaleras
150	Silla de ruedas
160	Bicicleta
0	Desconocido

Fuente: Traducida de Bussmann y colaboradores (63).

2. Duración del umbral (*threshold*). Cada segundo se detecta una postura/movimiento. Esta alta resolución temporal tiene la ventaja de que permite detectar posturas/movimientos de corta duración, como por ejemplo caminar pocos pasos o transiciones entre posturas. Sin embargo, tiene también dos desventajas. La primera es que los errores de detección se dan normalmente en periodos de corta duración, en consecuencia, si usamos una resolución de 1 segundo, hay más probabilidades de obtener errores. La segunda desventaja es que las posturas/movimientos de (muy) corta duración pueden no ser de relevancia clínica o metodológica. Por todo ello, en ocasiones se lleva a cabo un post-procesamiento de los datos por el que se eliminan las posturas/movimientos cuya duración es inferior a un periodo de tiempo determinado. Se examina la muestra comprendida en una “ventana” de x segundos a lo largo de la muestra s ; la postura/movimiento que se detecta con más frecuencia en esa ventana se asigna a la muestra s . El

tamaño de la “ventana” determina la duración del umbral. En nuestros estudios se ha aplicado un umbral de 5 segundos.

3. Edición manual. A pesar de que ha sido probada la elevada fiabilidad de las medidas realizadas con el *Activity Monitor* (véase apartado 4.4.1. sobre los estudios de validación del AM), no todas las posturas/movimientos son detectadas o se detectan correctamente. Por ejemplo, la actividad de conducir un coche se puede distinguir al realizar una inspección visual de los datos pero no es detectada automáticamente por el programa. En estas ocasiones, es posible corregir dichos errores manualmente o insertar categorías.
4. Cálculos estadísticos. De los datos obtenidos con la detección de posturas/movimientos se pueden calcular diferentes estadísticos. En este párrafo se comentan sólo algunas opciones. Se puede calcular la duración total de cada postura/movimiento. Además, se puede calcular un histograma de frecuencia para la postura/movimiento, con categorías de duración en el eje x , por ejemplo 0-10 segundos, 10-30 segundos, etc. El número de transiciones entre posturas puede ser calculado y expresado en una tabla $n \times n$. Las señales de motilidad se pueden emplear para obtener nuevas variables, por ejemplo, calculando la media de dos señales de motilidad del tronco y las señales de motilidad de los miembros inferiores, se obtiene la variable denominada *body motility*. Este parámetro se relaciona con el nivel de actividad física durante la medida realizada. *Body motility* durante la marcha se relaciona con la velocidad de marcha. Además, se pueden combinar datos sobre el ritmo cardíaco con categorías de postura/movimiento, por ejemplo el ritmo cardíaco medio se puede calcular para cada postura/movimiento. Los parámetros se pueden calcular para la medición completa o para una o determinadas partes de la misma.

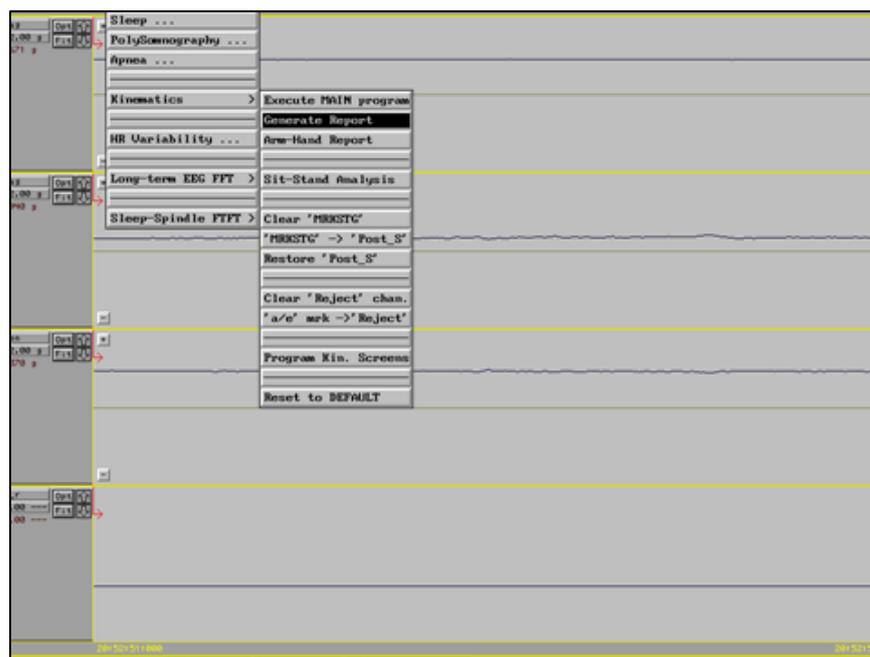
Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

4.6 Análisis de los datos para la obtención de las variables de cantidad

Todas las variables de cantidad de la marcha se obtienen a partir del módulo denominado *Kinematics Analysis* (ver Ilustración 16) del programa *Vitaport Analisis Package* (*Temec Instruments, Kerkrade, Holanda*), que como se ha descrito en el apartado anterior, detecta automáticamente posturas, movimientos y transiciones entre diferentes posturas. Con este programa se obtuvo un documento Excel (Ilustración 17) con el tiempo total dedicado a realizar cada actividad (postura o movimiento) y el porcentaje que representa respecto al total del tiempo registrado por el acelerómetro.

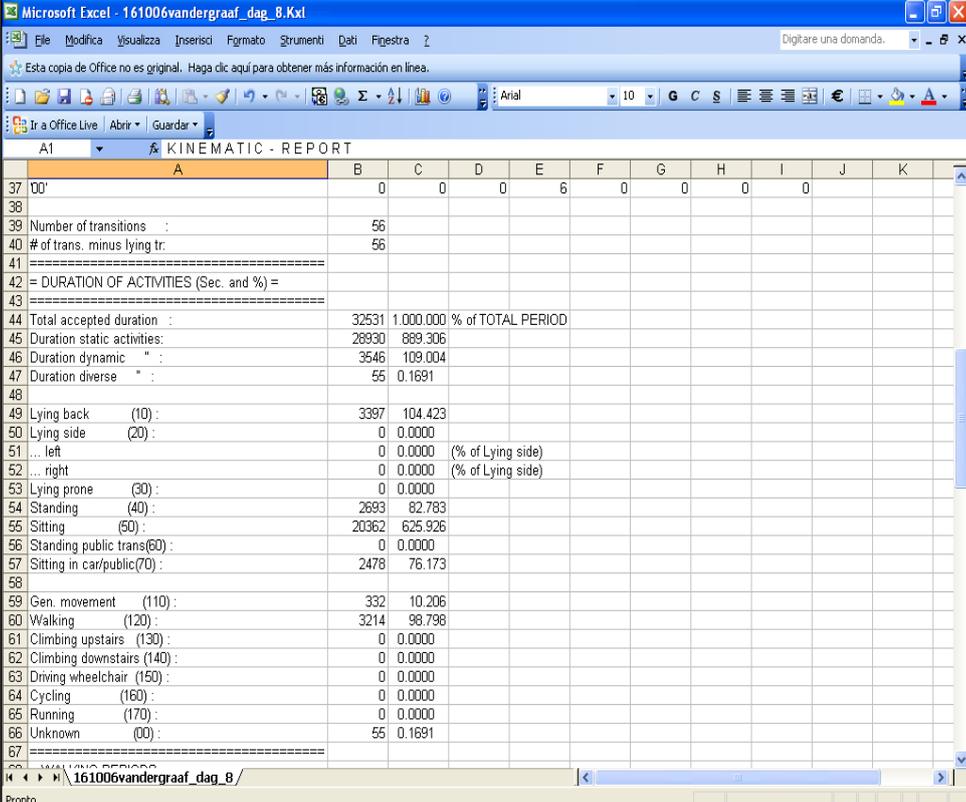
Ilustración 16. Módulo *Kinematics Analysis* del programa *Vitaport Analisis Package*.



Fuente: elaboración propia.

MATERIAL Y MÉTODO

Ilustración 17. Documento Excel que aparece tras la generación del informe con el *Kinematics Analysis* en el que aparece el porcentaje de tiempo empleado para realizar cada una de las actividades (posturas o movimientos).



	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
37	00'	0	0	0	6	0	0	0	0	0	
38											
39	Number of transitions :	56									
40	# of trans. minus lying tr:	56									
41	=====										
42	= DURATION OF ACTIVITIES (Sec. and %) =										
43	=====										
44	Total accepted duration :	32531	1.000 000	% of TOTAL PERIOD							
45	Duration static activities:	28930	889.306								
46	Duration dynamic " :	3546	109.004								
47	Duration diverse " :	55	0.1691								
48											
49	Lying back (10) :	3397	104.423								
50	Lying side (20) :	0	0.0000								
51	... left	0	0.0000	(% of Lying side)							
52	... right	0	0.0000	(% of Lying side)							
53	Lying prone (30) :	0	0.0000								
54	Standing (40) :	2693	82.783								
55	Sitting (50) :	20362	625.926								
56	Standing public trans(60) :	0	0.0000								
57	Sitting in car/public(70) :	2478	76.173								
58											
59	Gen. movement (110) :	332	10.206								
60	Walking (120) :	3214	98.798								
61	Climbing upstairs (130) :	0	0.0000								
62	Climbing downstairs (140) :	0	0.0000								
63	Driving wheelchair (150) :	0	0.0000								
64	Cycling (160) :	0	0.0000								
65	Running (170) :	0	0.0000								
66	Unknown (00) :	55	0.1691								
67	=====										

Fuente: elaboración propia.

4.7 Análisis de los datos para la obtención de las variables de distribución

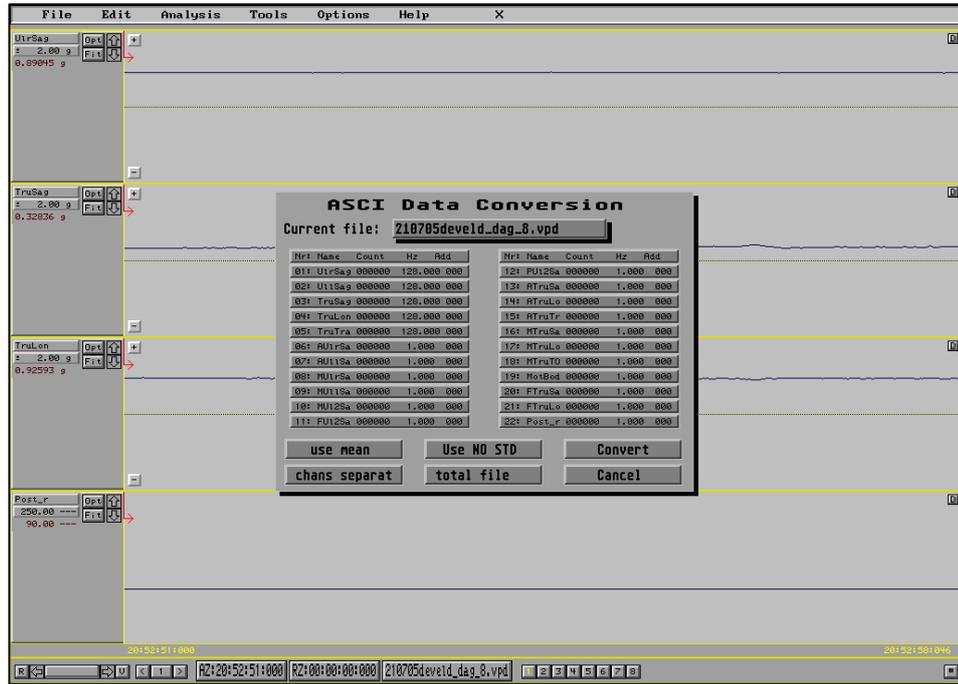
Las variables de distribución de la marcha de nuestro estudio se obtuvieron con el programa *Vitaport Analysis Package*. En primer lugar se diseñó un programa en lenguaje *S.P.I.L. (Signal Processing and Inferencing Language)* con el que se creó un nuevo canal que representara el tiempo de sedentarismo a lo largo del registro. Se definió sedentarismo como tiempo tumbado y sentado. Después, se realizó lo mismo para el tiempo caminando. Con estos nuevos canales se procedió a la obtención de las variables de distribución de la marcha empleando el método descrito por Chastin *et al.*(193).

4.8 Análisis en Matlab para la obtención de las variables de calidad de la marcha

Con el fin de realizar un análisis más detallado de los datos acelerométricos durante la marcha, se empleó el software Matlab (abreviatura de *MATrix LABORatory*) que permite la implementación de algoritmos para calcular determinados parámetros de estudio.

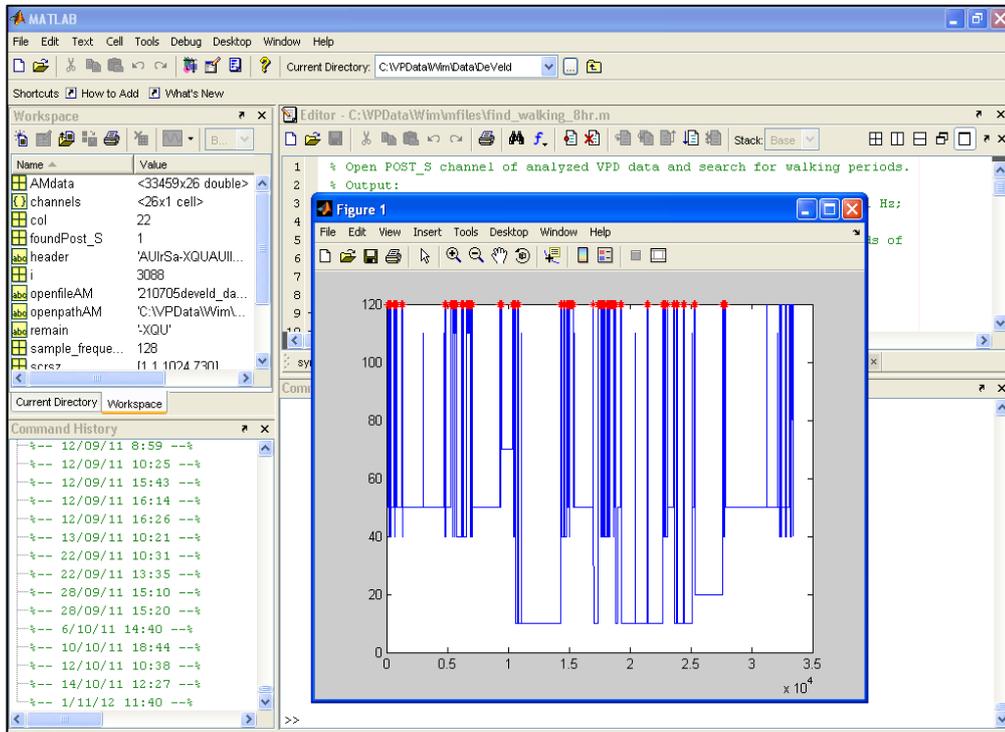
En primer lugar, los datos procedentes de la unidad portátil de registro *Vitaport* se descargan en el ordenador. Esta información se almacena en documentos del tipo VPD (*VPD files*) que, para su análisis en Matlab, tienen que ser transformados en documentos de texto (*text files*). Con este objetivo, el documento VPD se abre con el programa *Vitaport Analysis Package* y se selecciona la opción *ASCII export* (ver Ilustración 18). En esta opción, se seleccionan los datos con frecuencias de 1 Hz, incluida la señal post-S, que contiene la codificación que representa las diferentes posturas/movimientos (ver Tabla 10), y omitimos la señal de 128 Hz. Al abrir este documento con un programa de Matlab creado para detectar la actividad de la marcha (ver Ilustración 19), se puede determinar en qué momento exacto comienzan y terminan los periodos de marcha a lo largo de las ocho horas de registro, así como el número y duración de dichos periodos.

Ilustración 18. Opción ASCII export del Vitaport Analysis Package.



Fuente: elaboración propia.

Ilustración 19. Programa de Matlab para la detección de los períodos de marcha y su duración.



Fuente. Elaboración propia.

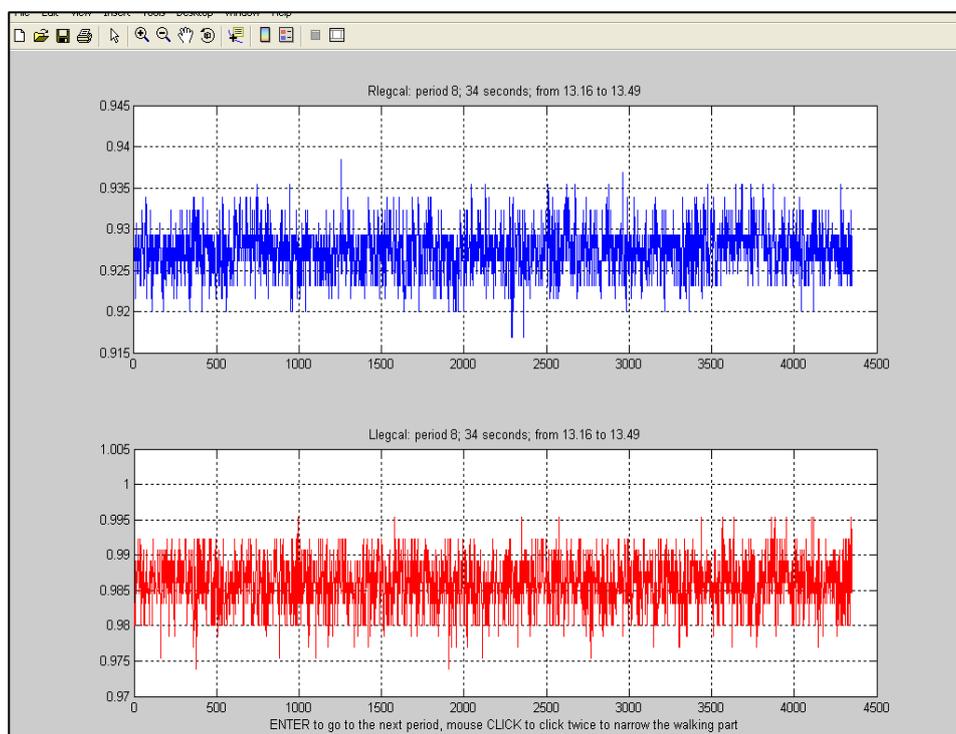
Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

En segundo lugar, se vuelven a exportar los datos del documento original de *Vitaport Analysis Package* con la opción *ASCII export*, en este caso, se omiten las señales de 1 Hz y se seleccionan las señales de 128 Hz. Se crea un nuevo programa de Matlab en el que se añaden los algoritmos para la detección de variables de calidad de la marcha de Moe-Nilssen *et al.*(174), previamente descritos en el capítulo de Material y Método. Al abrir los documentos de texto que contienen las señales de 128 Hz con este nuevo programa de Matlab (Ilustración 20), podemos seleccionar manualmente un periodo de marcha. En primer lugar, fueron seleccionados periodos de al menos 20 segundos (detectados automáticamente por un programa de MatLab diseñado con este fin) fueron seleccionados para el análisis. Posteriormente, dentro de esos periodos, se seleccionaron de forma manual intervalos de marcha “estables”. Se excluyeron las muestras relacionadas con los dos primeros y últimos pasos, para evitar fases de transición de la iniciación y terminación de la marcha. El programa nos permite calcular las siguientes variables de estudio:

- Duración de cada paso realizado con miembro inferior derecho.
- Duración de cada paso realizado con miembro inferior izquierdo. Al dividir en cada caso el tiempo que emplea el miembro parético en realizar el paso entre el tiempo empleado por el miembro sano, se obtiene la variable de estudio denominada ratio de duración del paso.
- Duración del ciclo de marcha derecho.
- Duración del ciclo de marcha izquierdo.
- Regularidad del paso (Ad1) en el eje longitudinal y transversal.
- Regularidad del ciclo de marcha (Ad2) en el eje longitudinal y transversal.
- Índice de simetría de la marcha (Ad1/Ad2) en el eje longitudinal y transversal.

Ilustración 20. Programa de Matlab para el análisis de las variables de calidad de la marcha.



Fuente: elaboración propia.

En tercer lugar, se creó una modificación en el programa de Matlab para calcular con exactitud el parámetro *body motility* durante los periodos de marcha seleccionados, de esta forma, como se explicó en el capítulo de Material y Método, se obtuvo un indicativo de la velocidad de marcha en nuestro estudio.

4.9 Análisis estadístico de los datos

Una vez obtenidos los datos tras el análisis automático con el programa *Vitaport Analysis Package* y el análisis en Matlab, la información referente a las variables de estudio se organizó, procesó y analizó con el programa estadístico SPSS (versión 17.0) para Windows.

En este apartado cabe mencionar que en nuestro estudio, al utilizar los datos de otra investigación previa (53) referente a la transición de sedestación a bipedestación, aquellos pacientes que no eran capaces de levantarse de la silla de

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

forma independiente en T1 no fueron medidos con acelerómetros en dicho momento. De modo que, hay 11 pacientes que no disponen de datos acelerométricos para T1.

En primer lugar se realizó un estudio de las propiedades paramétricas de las variables, véase Anexo II, y un análisis descriptivo de los datos.

En segundo lugar, para describir el cambio producido a lo largo de los tres momentos, se aplicó un modelo lineal mixto, teniendo en cuenta las correlaciones de las variables intra e inter-sujetos. El momento de medida fue incluido como factor en cada modelo para evaluar el cambio a lo largo de todo el periodo de seguimiento de la cohorte (T1, T2, T3) y para comparar los cambios entre los diferentes momentos de medida en análisis post-hoc (T1-T2, T2-T3 y T1-T3). Para comprobar el efecto de la comparación múltiple, se aplicaron también correcciones de Bonferroni en los análisis post-hoc. En este modelo se incluyó como factor la capacidad de levantarse de forma independiente de la silla.

A continuación, se llevó a cabo un estudio de las correlaciones entre las variables de estudio utilizando el coeficiente de correlación de Pearson.

Finalmente, con el fin de comparar los datos entre el grupo de pacientes con ictus y los del grupo control se empleó una prueba *t* de Student para muestras independientes.

5. RESULTADOS

5 RESULTADOS

Nuestros resultados se organizan en tres grandes apartados que hemos desarrollado con objeto de dar respuesta a los objetivos planteados. En el primer apartado se presentan los resultados del estudio de seguimiento de la cohorte, describiendo la evolución de los parámetros de marcha a lo largo del primer año tras el ictus. En segundo lugar se hace referencia al estudio correlacional, por lo que se muestran las distintas relaciones entre las variables de cantidad, distribución y calidad de la marcha. Y, finalmente, en el tercer apartado, se muestran los resultados de la comparación de parámetros entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus.

5.1 Resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte durante el primer año tras el ictus

En esta sección se mostrará, en primer lugar un análisis descriptivo de la muestra poblacional. En segundo lugar se presentarán los estadísticos descriptivos de las variables de cantidad, distribución y calidad de la marcha en los tres momentos de medida establecidos. Y, por último, se expondrán los resultados del análisis linear mixto de los datos para examinar la evolución de dichas variables a lo largo del primer año.

5.1.1 Análisis descriptivo de la muestra poblacional

Un total de 50 pacientes con ictus fueron reclutados inicialmente para la investigación. De estos 50, cuatro de ellos abandonaron el estudio rápidamente tras el reclutamiento; otros cuatro abandonaron la investigación en un estadio más avanzado de la misma, por lo que carecen de las últimas valoraciones; nueve

RESULTADOS

pacientes no recuperaron la capacidad de levantarse de forma independiente de la silla en T2 (tres meses después del ictus); tres fueron medidos con acelerometría en momentos diferentes a los establecidos para este estudio; dos pacientes se negaron a ser medidos con acelerometría y los datos de cinco sujetos fueron excluidos del análisis debido a problemas técnicos en la medición acelerométrica, como por ejemplo la ausencia de señal procedente de uno de los sensores por fallos en el cable o en el conector. Sólo aquellos que disponían de datos acelerométricos válidos para un mínimo de dos de los tres momentos establecidos, 1ª semana (T1), tercer mes (T2) y el año (T3) tras el ictus, fueron incluidos para el análisis, quedando finalmente un grupo de 23 pacientes (véase diagrama de flujo en la Ilustración 21).

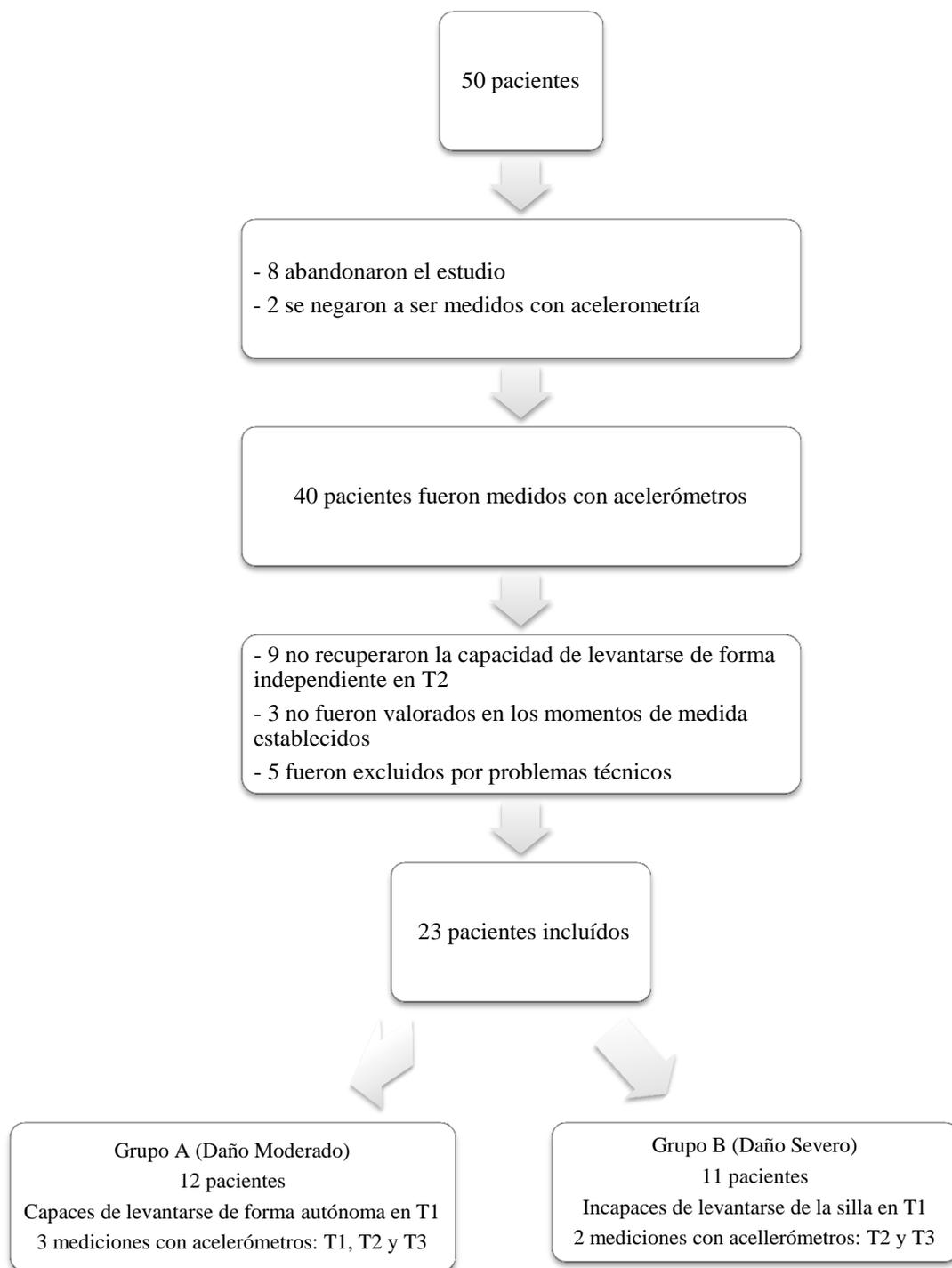
Los sujetos de nuestro estudio eran valorados con acelerometría solo en el caso de tener la capacidad de realizar el paso de sedestación a bipedestación de forma autónoma en el momento de la medición, considerando que no podía ser medida la marcha durante la vida diaria si no podían levantarse por sí mismos. De los 23 incluidos finalmente para el estudio, 11 no eran capaces de realizar esta transferencia por sí solos en el primer momento de medida, T1. Esta característica, en la presente investigación, nos ha hecho distinguir dos subgrupos de pacientes. El primero, al que hemos denominado grupo A (daño moderado), está formado por los 12 pacientes capaces de realizar el paso de sentado a bipedestación de forma independiente en T1, por lo que disponen de datos acelerométricos para T1, T2 y T3. El segundo, grupo B (daño severo), está compuesto por los 11 pacientes que no podían realizar la transferencia de forma autónoma en T1 y que, como consecuencia, presentan unas características clínicas y funcionales peores a las del grupo A (Tabla 12). El grupo B sólo tiene datos acelerométricos para T2 y T3. Véase Ilustración 21.

En T1 todos los pacientes fueron medidos en el entorno hospitalario a excepción de uno al que se midió en casa. En T2, veintiún pacientes llevaron los acelerómetros en casa, uno en una residencia de ancianos y otro en un centro de rehabilitación. En el tercer momento de medida, T3, todos los sujetos estaban en casa.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Ilustración 21. Diagrama de flujo de los participantes en el estudio.



Fuente: elaboración propia.

RESULTADOS

El conjunto de pacientes con ictus presenta una media de edad de 58,13 y una desviación típica de 12,58, con un mínimo de 28 y un máximo de 76 años. Del total del grupo, 19 son hombres y 4 mujeres, es decir, 82,61% son hombres y el 17,39% son mujeres.

En la Tabla 11 se muestra un resumen de las características demográficas e información clínica sobre el grupo de pacientes con ictus en el primer momento de medida, es decir, en la primera semana después del ictus.

Tabla 11. Características demográficas e información clínica de los sujetos con ictus en la primera semana tras la lesión, T1.

Edad	Sexo	Tipo de ictus	Hemicuerpo afectado	Localización del ictus	FIM	MAS
58,13±12,58	4 mujeres (17,39%)	9 hemorrágicos	12 derecho	6 ganglios basales	84,26±33,40	31,00±15,11
	19 hombres (82,61%)	14 isquémicos	11 izquierdo	3 ACA 3 ACM 11 no especificado		

Abreviaturas: ACA, arteria cerebral anterior; ACM, arteria cerebral media; FIM, *Functional Independence Measure*; MAS, *Motor Assessment Scale*.

Nota: Los valores para la edad, FIM y MAS se expresan como media±desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

En la Tabla 12 se describen los datos referentes a cada uno de los subgrupos, grupo A y grupo B. Si comparamos los datos del subgrupo de pacientes capaces de levantarse de forma independiente, grupo A, y aquellos que no lo eran, grupo B, se observa una diferencia estadísticamente significativa en las edades de los sujetos de ambos grupos, $t=2,84$ $p=0,01$; en la escala FIM, $t=4,53$ $p<0,01$, y en la escala MAS, $t=3,50$ $p<0,01$.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 12. Características demográficas, clínicas y funcionales de los dos subgrupos de pacientes con ictus, aquellos que podían levantarse de forma autónoma de la silla en T1, grupo A, y los que no eran capaces, grupo B.

	Grupo A (n=12)	Grupo B (n=11)
Edad*	64,33±10,10	51,36±11,82
Sexo	3 mujeres 9 hombres	1 mujer 10 hombres
Tipo de ictus	3 hemorrágicos 9 isquémicos	6 hemorrágicos 5 isquémicos
Hemicuerpo afectado	6 derecho 6 izquierdo	6 derecho 5 izquierdo
Localización del ictus	2 ganglios basales 2 arteria cerebral anterior 1 arteria cerebral media 7 no especificados	4 ganglios basales 1 arteria cerebral anterior 2 arteria cerebral media 4 no especificados
FIM*	106,67±9,80	59,82±33,00
MAS*	39,58±9,00	21,64±15,12

Grupo A (daño moderado): Pacientes que eran capaces de levantarse de forma autónoma en T1.

Grupo B (daño severo): Pacientes que no eran capaces de levantarse de forma autónoma en T1.

Abreviaturas: FIM, *Functional Independence measure*; MAS, *Motor Assessment Scale*.

*: Existe una diferencia estadísticamente significativa entre los datos referentes al grupo de pacientes capaces de levantarse independientemente en T1 y aquellos que no lo son.

Nota: Los valores para la edad, FIM y MAS se expresan como media±desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

5.1.2 Análisis descriptivo de los datos obtenidos

En la Tabla 13 se muestran la media y desviación para el conjunto de los parámetros de cantidad, distribución y calidad de la marcha para el grupo de pacientes en T1, primera semana después del ictus, T2, tercer mes y T3, un año tras la aparición de la lesión. En los apartados siguientes se describirán de forma detallada para cada uno de los aspectos de la marcha y se mostrarán separadamente en la Tabla 14, Tabla 15 y Tabla 16.

RESULTADOS

Tabla 13. Estadísticos descriptivos para los parámetros de cantidad, distribución y calidad de la marcha en los tres momentos de medida: T1, T2 y T3.

Aspecto de la marcha	Parámetros	T1(Semana 0)			T2(Semana 12)			T3(Semana 48)		
		n = 12			n = 23			n = 23		
Cantidad	Marcha (%)	3,65 ± 2,61			12,48 ± 11,11			11,84 ± 10,09		
	Bipedestación (%)	12,77 ± 9,75			27,34 ± 15,49			26,78 ± 13,59		
	Sedestación (%)	59,87 ± 16,74			53,22 ± 22,05			52,40 ± 22,80		
	Decúbito (%)	24,76 ± 14,36			16,83 ± 18,25			17,61 ± 19,38		
	Sedentarismo (%)	83,77 ± 11,30			69,92 ± 15,55			70,02 ± 14,36		
Distribución	Número de periodos de marcha	47,67 ± 33,97			104,83 ± 61,16			112,91 ± 69,51		
	Duración media de periodos de marcha (segundos)	14,97 ± 5,47			16,46 ± 11,27			15,20 ± 7,13		
	Coefficiente de variación periodos de marcha	0,05 ± 0,01			0,05 ± 0,02			0,06 ± 0,02		
	Exponente de sedentarismo	1,27 ± 0,07			1,28 ± 0,07			1,27 ± 0,06		
Calidad	Regularidad de la marcha	Regularidad del paso	LAd1	0,60 ± 0,19	0,61 ± 0,23	0,67 ± 0,23				
			TAd1	-0,64 ± 0,20	-0,60 ± 0,17	-0,64 ± 0,15				
		Regularidad del ciclo	LAd2	0,53 ± 0,19	0,60 ± 0,24	0,65 ± 0,22				
			TAd2	0,71 ± 0,16	0,68 ± 0,14	0,71 ± 0,14				
	Simetría de la marcha	Índice de simetría de la marcha	LAd1/LAd2	1,12 ± 0,13	1,03 ± 0,17	1,02 ± 0,19				
			TAd1/TAd2	-0,87 ± 0,20	-0,88 ± 0,15	-0,83 ± 0,32				
		Ratio simetría del paso	TPP/TPNP	1,00 ± 0,08	1,17 ± 0,37	1,15 ± 0,39				
Velocidad de la marcha	Test 5 metros marcha (m/s)		0,76 ± 0,21	0,95 ± 0,31	1,01 ± 0,27					
	Bod. Mot. Wal. (g)		0,12 ± 0,03	0,16 ± 0,06	0,17 ± 0,05					

Abreviaturas: LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante; TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante; TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; g. 1g = 9,8 m/s.

Nota: Todos los valores se muestran como media±desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

5.1.2.1 Descriptivos para las variables de cantidad

En la Tabla 14 se presentan los parámetros que cuantifican la cantidad de tiempo dedicado a realizar diferentes actividades a lo largo de las 8 horas registradas con acelerómetros. Se observa que en la primera semana tras el ictus,

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

T1, los pacientes (n=12) capaces de levantarse de forma autónoma caminan una media del 3,65%, están en bipedestación un 12,77%, pasan la mayor parte del tiempo, 59,87%, sentados y un 24,76% tumbados. De modo que acumulan un total del 83,77% de tiempo sedentario a lo largo de las 8 horas de registro. En T2 y T3 los 23 sujetos son capaces de levantarse de forma independiente y se produce un aumento notable del tiempo que emplean caminando, 12,48% en T2 y 11,84% en T3, y en bipedestación, 27,34% en T2 y 26,78% en T3. Por otro lado, el tiempo en sedestación y decúbito disminuye en T2 y T3, estando en torno al 50% del tiempo sentados y alrededor del 17% tumbados.

Tabla 14. Parámetros de cantidad de tiempo dedicado a realizar diferentes actividades. Los resultados se expresan como porcentaje del total de 8 horas registradas en cada una de las tres mediciones T1, T2 T3.

Parámetros de cantidad (%)	T1(Semana 0) n = 12	T2(Semana 12) n = 23	T3(Semana 48) n = 23
Marcha (%)	3,65 ± 2,61	12,48 ± 11,11	11,84 ± 10,09
Bipedestación (%)	12,77 ± 9,75	27,34 ± 15,49	26,78 ± 13,59
Sedestación (%)	59,87 ± 16,74	53,22 ± 22,05	52,40 ± 22,80
Decúbito (%)	24,76 ± 14,36	16,83 ± 18,25	17,61 ± 19,38
Sedentarismo (%)	83,77 ± 11,30	69,92 ± 15,55	70,02 ± 14,36

Nota: Los valores se expresan como media±desviación típica.
Fuente: elaboración propia.

5.1.2.2 Descriptivos para las variables de distribución

En cuanto a las variables de distribución, en el primer momento de medida, T1, cuyos datos representan a los individuos del grupo A (n=12), la media de periodos de marcha a lo largo de las 8 horas que duró la medición fue de 47,67. En T2 y T3, que incluyen los datos de ambos grupos A y B (n=23), la media de periodos de marcha/8 horas es de 104,83 y 112,91 en T2 y T3, respectivamente. La duración media de los periodos de marcha, el coeficiente de variación de los mismos y el exponente de sedentarismo tienen valores similares en los tres momentos de medida, como se observa en los datos de la Tabla 15.

RESULTADOS

Tabla 15. Parámetros de distribución de la marcha en T1, T2 y T3.

Parámetros de distribución	T1(Semana 0) n = 12	T2(Semana 12) n = 23	T3(Semana 48) n = 23
Nº de periodos de marcha	47,67 ± 33,97	104,83 ± 61,16	112,91 ± 69,51
Duración media periodos marcha (segundos)	14,97 ± 5,47	16,46 ± 11,27	15,20 ± 7,13
Coefficiente de variación periodos de marcha	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,02	0,06 ± 0,02
Exponente de sedentarismo	1,27 ± 0,07	1,28 ± 0,07	1,27 ± 0,06

Nota: Los valores se expresan como media±desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

5.1.2.3 Descriptivos para las variables de calidad de la marcha

En la Tabla 16 se resumen los datos para las variables de calidad de la marcha. En un primer momento T1 (n=12), la regularidad del paso y del ciclo de marcha, así como el índice de simetría en el eje longitudinal (LAd1, LAd2 y LAd1/LAd2) presentan unos valores de 0,60, 0,53 y 1,12, siendo 1 el valor óptimo. Estos parámetros, un año después del ictus, T3 (n=23), mejoran con valores más próximos a 1: 0,67, 0,65 y 1,02, respectivamente. También la velocidad de la marcha, test de 5 metros y motilidad durante la marcha, muestra valores que se van incrementando desde el primer momento de medida hasta el tercero. En cambio, para las variables de regularidad del paso y del ciclo de marcha y el índice de simetría en el plano transversal (TAd1, TAd2 y TAd1/TAd2) los valores son muy parecidos en T1, T2 y T3. También se observa que el ratio de simetría del paso es más próximo a 1 (valor óptimo de simetría) al inicio que en T2 y T3.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 16. Parámetros de calidad de la marcha en la primera semana, el tercer mes y el año tras el ictus.

Parámetros de calidad			T1(Sem 0)	T2(Sem 12)	T3 (Sem 48)
			n = 12	n = 23	n = 23
Regularidad de la marcha	Regularidad del paso	LAd1	0,60 ± 0,19	0,61 ± 0,23	0,67 ± 0,23
		TAd1	-0,64 ± 0,20	-0,60 ± 0,17	-0,64 ± 0,15
	Regularidad del ciclo	LAd2	0,53 ± 0,19	0,60 ± 0,24	0,65 ± 0,22
		TAd2	0,71 ± 0,16	0,68 ± 0,14	0,71 ± 0,14
Simetría de la marcha	Índice simetría marcha	LAd1/LAd2	1,12 ± 0,13	1,03 ± 0,17	1,02 ± 0,19
		TAd1/TAd2	-0,87 ± 0,20	-0,88 ± 0,15	-0,83 ± 0,32
	Ratio simetría del paso	TPP/TPNP	1,00 ± 0,08	1,17 ± 0,37	1,15 ± 0,39
Velocidad de la marcha	Test 5 metros marcha (m/s)		0,76 ± 0,21	0,95 ± 0,31	1,01 ± 0,27
	Bod. Mot. Wal. (g)		0,12 ± 0,03	0,16 ± 0,06	0,17 ± 0,05

Abreviaturas: Sem, semana; LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante; TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante; TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; g. 1g = 9,8 m/s.

Nota: Los valores se expresan como media±desviación típica.
Fuente: elaboración propia.

5.1.2.4 Descriptivos de las variables de cantidad, distribución y calidad para los dos subgrupos de pacientes, grupo A y grupo B

El objetivo de este apartado es analizar las diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de pacientes A y B. Considerando que la capacidad de levantarse de forma independiente en T1 constituye una característica funcional diferente en el aspecto clínico, con este análisis pretendemos determinar si repercute en diferencias estadísticamente significativas en T2 y T3 entre ambos grupos.

En la Tabla 17 se exponen los estadísticos descriptivos para todas las variables de estudio haciendo una distinción entre el grupo de pacientes al que pertenecen. Los pacientes del grupo A, es decir, aquellos que eran capaces de pasar de sedestación a bipedestación en la primera semana tras el ictus, T1,

RESULTADOS

constan de datos para los tres momentos de medida, a diferencia de los del grupo B, que llevaron los acelerómetros únicamente en T2 y T3. Para comparar las medias de los valores de ambos grupos se realizó un análisis *t-student* para muestras independientes, se observan diferencias estadísticamente significativas en la regularidad del paso en el plano transversal, TAd1 (grupo A: TAd1 = $-0,67 \pm 0,14$ y grupo B: TAd2 = $0,52 \pm 0,17$), y en la regularidad el ciclo en el plano longitudinal, LAd2 (grupo A: LAd2 = $0,69 \pm 0,17$ y grupo B: LAd2 = $0,49 \pm 0,26$).

Tabla 17. Estadísticos descriptivos de las variables de estudio para los dos subgrupos de pacientes con ictus, grupo A y grupo B.

Aspecto de la marcha	Parámetros	Grupo	T1 (Semana 0)	T2 (Semana 12)	T3 (Semana 48)	
Cantidad	Marcha (%)	Grupo A	$3,65 \pm 2,61$	$11,82 \pm 5,51$	$12,87 \pm 8,96$	
		Grupo B		$13,19 \pm 15,39$	$10,72 \pm 11,52$	
	Bipedestación (%)	Grupo A	$12,77 \pm 9,75$	$31,26 \pm 12,94$	$31,43 \pm 12,89$	
		Grupo B		$23,05 \pm 17,47$	$21,71 \pm 13,02$	
	Sedestación (%)	Grupo A	$59,87 \pm 16,74$	$50,85 \pm 13,99$	$52,31 \pm 20,51$	
		Grupo B		$55,81 \pm 28,99$	$52,50 \pm 26,09$	
	Decúbito (%)	Grupo A	$24,76 \pm 14,36$	$15,38 \pm 15,21$	$14,62 \pm 13,88$	
		Grupo B		$18,40 \pm 21,73$	$20,87 \pm 24,33$	
	Sedentarismo (%)	Grupo A	$83,77 \pm 11,30$	$66,24 \pm 13,00$	$66,93 \pm 12,64$	
		Grupo B		$73,93 \pm 17,67$	$73,39 \pm 15,94$	
	Distribución	Número de periodos de marcha	Grupo A	$47,67 \pm 33,97$	$123,58 \pm 42,62$	$137,33 \pm 74,37$
			Grupo B		$84,36 \pm 73,13$	$86,27 \pm 55,24$
Duración media de periodos de marcha (segundos)		Grupo A	$14,97 \pm 5,46$	$14,55 \pm 3,06$	$14,43 \pm 4,36$	
		Grupo B		$18,55 \pm 16,12$	$16,04 \pm 9,46$	
Coeficiente de variación periodos de marcha		Grupo A	$0,05 \pm 0,01$	$0,05 \pm 0,01$	$0,07 \pm 0,02$	
		Grupo B		$0,06 \pm 0,02$	$0,06 \pm 0,01$	
Exponente de sedentarismo	Grupo A	$1,27 \pm 0,07$	$1,29 \pm 0,05$	$1,31 \pm 0,07$		
	Grupo B		$1,27 \pm 0,08$	$1,25 \pm 0,04$		
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	Grupo A	$0,60 \pm 0,19$	$0,68 \pm 0,20$	$0,69 \pm 0,18$	
		Grupo B		$0,52 \pm 0,24$	$0,63 \pm 0,27$	
	Regularidad del paso tra (TAd1)	Grupo A	$-0,64 \pm 0,20$	$-0,67 \pm 0,14$	$-0,65 \pm 0,14$	
		Grupo B		$-0,52 \pm 0,17$ *	$-0,62 \pm 0,16$	
	Regularidad del ciclo lon (LAd2)	Grupo A	$0,53 \pm 0,18$	$0,69 \pm 0,17$	$0,67 \pm 0,18$	
		Grupo B		$0,49 \pm 0,26$ *	$0,62 \pm 0,27$	
	Regularidad del ciclo tra (TAd2)	Grupo A	$0,71 \pm 0,16$	$0,71 \pm 0,16$	$0,74 \pm 0,09$	
		Grupo B		$0,65 \pm 0,12$	$0,68 \pm 0,18$	

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

(Continuación Tabla 17)

Parámetros	Grupo	T1 (Semana 0)	T2 (Semana 12)	T3 (Semana 48)
Índice de simetría lon (LAd1/LAd2)	Grupo A	1,12 ± 0,13	1,01 ± 0,14	1,02 ± 0,23
	Grupo B		1,06 ± 0,21	1,01 ± 0,16
Índice de simetría tra (TAd1/TAd2)	Grupo A	-0,87 ± 0,20	-0,93 ± 0,11	-0,90 ± 0,13
	Grupo B		-0,82 ± 0,18	-0,74 ± 0,45
Ratio de simetría del paso (TPP/TPNP)	Grupo A	1,00 ± 0,08	1,05 ± 0,18	1,05 ± 0,28
	Grupo B		1,34 ± 0,49	1,29 ± 0,48
Velocidad Test de 5 metros de marcha	Grupo A	0,76 ± 0,21	1,01 ± 0,22	1,07 ± 0,22
	Grupo B		0,87 ± 0,39	0,93 ± 0,31
Bo. Mot. Wal. (g)	Grupo A	0,12 ± 0,03	0,17 ± 0,05	0,17 ± 0,05
	Grupo B		0,16 ± 0,08	0,17 ± 0,06

Abreviaturas: LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante; TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante; TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; g. 1g = 9,8 m/s.

Notas: Grupo A, pacientes de daño moderado, aquellos que eran capaces de levantarse de forma autónoma en T1; Grupo B, pacientes de daño severo, aquellos que no eran capaces de levantarse de forma autónoma en T1. Todos los valores se expresan como media±desviación típica.

*: Existe una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre los datos referentes al grupo A y al grupo B.

Fuente: elaboración propia.

5.1.3 Estudio de la evolución de los parámetros a lo largo del año: análisis lineal mixto

En el estudio de seguimiento de la cohorte de la presente investigación, para analizar la evolución de las distintas variables desde la primera semana tras el ictus hasta el tercer mes y, finalmente, al año, empleamos un análisis lineal mixto. Esta técnica estadística nos permite valorar los cambios a lo largo del tiempo cuando disponemos de conjuntos de datos incompletos, como en nuestro caso para el grupo B (daño severo) de pacientes en T1.

En el análisis lineal mixto fue incluido como factor la capacidad de levantarse de forma autónoma en T1, por considerarse éste un aspecto fundamental relacionado con la capacidad funcional de los pacientes y, en

RESULTADOS

consecuencia, a tener en cuenta para la estimación de los valores medios de los datos perdidos en T1. Del mismo modo, inicialmente, se hizo un estudio para determinar si otras variables, tales como los valores de las escalas *Motor Assessment Scale*, *Functional Independence Measure*, *Trunk Control Test*, *Postural Assessment Stroke Scale*, *5-meter walking test*, escala de Barthel, edad de los sujetos y sexo, podían ser incluidas como factores o covariables en el análisis lineal mixto, pero ninguna de ellas resultó en una relación significativa suficiente para la estimación de los valores en dicho análisis.

Con el objetivo de minimizar el efecto de las comparaciones múltiples, se llevó a cabo un test primario en el que se examinaba el efecto general del momento de medida (T1, T2, T3) para una misma variable de estudio. A esta significación se le ha denominado P_{general} . La comparación entre los diferentes momentos de medida se realizó a través de test secundarios a modo de análisis post-hoc: entre T1 y T2 (P_{1-2}), entre T2 y T3 (P_{2-3}) y entre T1 y T3 (P_{1-3}). Véase Tabla 18.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 18. Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de cantidad, distribución y calidad. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).

Variables de estudio	T1 (estimado \pm DT)	T2 (estimado \pm DT)	T3 (estimado \pm DT)	P_{general}	P_{1-2}	P_{2-3}	P_{1-3}
Cantidad							
Marcha (%)	3,33 \pm 2,19	12,45 \pm 2,37	11,82 \pm 2,14	0,03	0,01	0,71	0,01
Bipedestación (%)	8,35 \pm 3,65	27,14 \pm 3,15	26,58 \pm 2,69	<0,01	<0,01	0,87	<0,01
Sedestación(%)	60,69 \pm 7,10	53,28 \pm 4,67	52,47 \pm 4,85	0,65	0,44	0,85	0,37
Decúbito (%)	26,78 \pm 5,94	16,92 \pm 3,87	17,70 \pm 4,07	0,42	0,21	0,82	0,26
Sedentarismo(%)	87,37 \pm 4,27	70,07 \pm 3,19	70,17 \pm 2,97	0,01	<0,01	0,98	0,01
Distribución							
Nº de periodos de marcha	26,29 \pm 12,85	103,87 \pm 12,28	111,95 \pm 13,66	<0,001	<0,01	0,58	<0,001
Duración media periodos (seg)	13,98 \pm 2,10	16,46 \pm 2,37	15,20 \pm 1,51	0,59	0,54	0,30	0,70
Coefficiente de variación	0,06 \pm 0,01	0,06 \pm 0,00	0,06 \pm 0,00	0,90	0,99	0,73	0,74
Exponente de sedentarismo	1,24 \pm 0,02	1,28 \pm 0,01	1,28 \pm 0,01	0,40	0,20	0,70	0,21
Calidad							
Regularidad del paso lon (LAd1)	0,56 \pm 0,06	0,60 \pm 0,05	0,66 \pm 0,05	0,08	0,51	0,12	0,08
Regularidad del paso tra (TAd1)	-0,60 \pm 0,06	-0,60 \pm 0,03	-0,63 \pm 0,03	0,52	0,94	0,27	0,64
Regularidad del ciclo lon (LAd2)	0,48 \pm 0,06	0,59 \pm 0,05	0,64 \pm 0,05	0,09	0,14	0,28	0,04
Regularidad del ciclo tra (TAd2)	0,68 \pm 0,05	0,68 \pm 0,03	0,71 \pm 0,03	0,66	0,97	0,41	0,57
Índice simetría lon (LAd1/LAd2)	1,12 \pm 0,04	1,03 \pm 0,04	1,02 \pm 0,04	0,12	0,10	0,68	0,048
Índice simetría tra (TAd1/TAd2)	-0,82 \pm 0,07	-0,88 \pm 0,03	-0,83 \pm 0,07	0,43	0,45	0,44	0,95
Ratio simetría paso (TPP/TPNP)	1,14 \pm 0,08	1,20 \pm 0,08	1,17 \pm 0,08	0,76	0,57	0,60	0,72
Velocidad de la marcha							
Body motility walking (g)	0,13 \pm 0,02	0,16 \pm 0,01	0,17 \pm 0,01	0,10	0,14	0,59	0,049
5MWT (m/s)	0,69 \pm 0,08	0,94 \pm 0,07	1,00 \pm 0,06	<0,01	0,02	0,11	<0,01

Abreviaturas: seg, segundos; LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante (*first autocorrelation dominant period*); TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante (*second autocorrelation dominant period*); TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; 5MWT, 5-meter walking test= test 5 metros marcha, el valor representado es la velocidad obtenida del test de 5 metros de la marcha.

Fuente: elaboración propia.

RESULTADOS

Para comprobar el efecto de la comparación múltiple, en la Tabla 19, se muestran los datos del análisis linear mixto tras la aplicación de la corrección de Bonferroni en las comparaciones entre los tres momentos de medida. Este tipo de corrección se puede considerar exagerada para los datos que se presentan en el estudio. No obstante, se adjunta la Tabla 19 como material adicional. Se aprecia que, tras la corrección de Bonferroni, se mantienen significativos todos los valores de las comparaciones post-hoc de la Tabla 18, a excepción de la regularidad del ciclo y la simetría de la marcha en el plano longitudinal (LAd2 y LAd1/LAd2) y la velocidad de la marcha expresado como índice de motilidad de la marcha (*Bod.Mot.Wal.*), que aparecen como no significativos en la comparación de T1 y T3 (P_{1-3}) cuando se aplica la citada corrección.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 19. Análisis lineal mixto. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm DT) para los 23 pacientes. Los valores de P representan la comparación entre los tres momentos de medida con corrección de Bonferroni: entre T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).

Aspecto de la marcha	VARIABLES	T1 (estimado \pm DT)	T2 (estimado \pm DT)	T3 (estimado \pm DT)	P ₁₋₂	P ₂₋₃	P ₁₋₃
Cantidad	Marcha (%)	3,33 \pm 2,19	12,45 \pm 2,37	11,82 \pm 2,14	0,03	1,00	0,04
	Bipedestación (%)	8,35 \pm 3,65	27,14 \pm 3,15	26,58 \pm 2,69	0,01	1,00	0,01
	Sedestación (%)	60,69 \pm 7,10	53,28 \pm 4,67	52,47 \pm 4,85	1,00	1,00	1,00
	Decúbito (%)	26,78 \pm 5,94	16,92 \pm 3,87	17,70 \pm 4,07	0,61	1,00	0,77
	Sedentarismo (%)	87,37 \pm 4,27	70,07 \pm 3,19	70,17 \pm 2,97	0,03	1,00	0,03
Distribución	Nº periodos de marcha						
	Duración media periodos (seg)	26,29 \pm 12,85	103,87 \pm 12,28	111,95 \pm 13,66	0,01	1,00	0,01
	Coefficiente de variación	13,98 \pm 2,10	16,46 \pm 2,34	15,20 \pm 1,51	1,00	0,91	1,00
	Exponente de sedentarismo	0,06 \pm 0,01	0,06 \pm 0,00	0,06 \pm 0,00	1,00	1,00	1,00
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	1,24 \pm 0,02	1,28 \pm 0,01	1,28 \pm 0,01	0,59	1,00	0,64
	Regularidad del paso tra (TAd1)						
	Regularidad del ciclo lon (LAd2)	0,56 \pm 0,06	0,60 \pm 0,05	0,66 \pm 0,05	1,00	0,35	0,23
	Regularidad del ciclo tra (TAd2)	-0,60 \pm 0,06	-0,60 \pm 0,03	-0,63 \pm 0,03	1,00	0,82	1,00
	Indice simetría lon (LAd1/LAd2)	0,48 \pm 0,06	0,59 \pm 0,05	0,64 \pm 0,05	0,43	0,85	0,13
	Indice simetría tra (TAd1/TAd2)	0,68 \pm 0,05	0,68 \pm 0,03	0,71 \pm 0,03	1,00	1,00	1,00
	Ratio simetría paso (TPP/TPNP)	1,12 \pm 0,04	1,03 \pm 0,04	1,02 \pm 0,04	0,31	1,00	0,14
Velocidad	Bod. Mot. Wal. (g)	-0,82 \pm 0,07	-0,88 \pm 0,03	-0,83 \pm 0,07	1,00	1,00	1,00
	5MWT (m/s)	1,14 \pm 0,08	1,20 \pm 0,08	1,17 \pm 0,08	1,00	1,00	1,00

Abreviaturas: seg, segundos; LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante (*first autocorrelation dominant period*); TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante (*second autocorrelation dominant period*); TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; 5MWT, 5-meter walking test= test 5 metros marcha, el valor representado es la velocidad obtenida del test de 5 metros de la marcha.

Fuente: elaboración propia.

En los apartados sucesivos se describirán de forma separada el análisis lineal mixto para cada uno de los aspectos de la marcha (Tabla 20, Tabla 21, Tabla 22 y Figura 1, Figura 2 y Figura 3), sin corrección de Bonferroni, con un test primario general y test post-hoc para la comparación de los valores entre los distintos momentos de medida.

RESULTADOS

5.1.3.1 Análisis lineal mixto de las variables de cantidad

En el grupo de pacientes de la presente cohorte se aprecia un efecto general del momento de medida significativo en el tiempo que emplean en caminar ($P_{\text{general}}=0,03$), en bipedestación ($P_{\text{general}}<0,01$) y en el tiempo de sedentarismo ($P_{\text{general}}=0,01$). En estos tres parámetros se producen los mayores cambios en los tres primeros meses tras el ictus, siendo además estadísticamente significativos ($P_{1-2}<0,05$). Sin embargo, no se produjeron cambios significativos en los nueve últimos meses de seguimiento (T2 vs T3).

Un patrón similar, pero no significativo, se aprecia para las variables tiempo en sedestación y en decúbito.

Estos resultados se describen en la Tabla 20 y están representados gráficamente en la Figura 1.

Tabla 20. Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de cantidad. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).

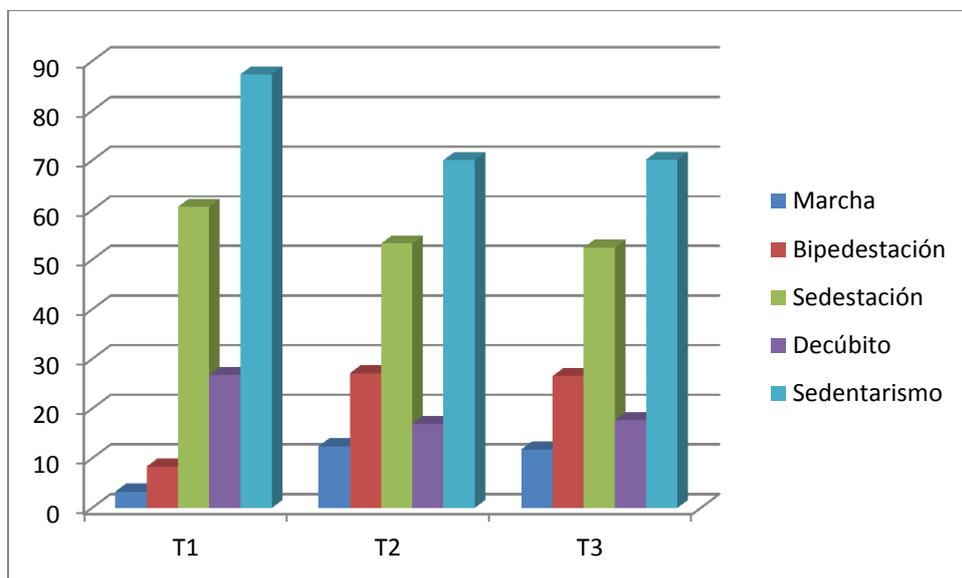
Variables de cantidad	T1 (estimado \pm DT)	T2 (estimado \pm DT)	T3 (estimado \pm DT)	P_{general}	P_{1-2}	P_{2-3}	P_{1-3}
Marcha (%)	3,33 \pm 2,19	12,45 \pm 2,37	11,82 \pm 2,14	0,03	0,01	0,71	0,01
Bipedestación (%)	8,35 \pm 3,65	27,14 \pm 3,15	26,58 \pm 2,69	<0,01	<0,01	0,87	<0,01
Sedestación(%)	60,69 \pm 7,10	53,28 \pm 4,67	52,47 \pm 4,85	0,65	0,44	0,85	0,37
Decúbito (%)	26,78 \pm 5,94	16,92 \pm 3,87	17,70 \pm 4,07	0,42	0,21	0,82	0,26
Sedentarismo(%)	87,37 \pm 4,27	70,07 \pm 3,19	70,17 \pm 2,97	0,01	<0,01	0,98	0,01

Fuente: elaboración propia.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Figura 1. Diagrama de barras que representa los valores estimados tras el análisis lineal mixto de los parámetros de cantidad en los tres momentos de medida T1, T2 y T3.



Fuente: elaboración propia.

5.1.3.2 Análisis lineal mixto de las variables de distribución

En la Tabla 21 se observa un efecto significativo general del momento de medida en el número de periodos de marcha ($P_{\text{general}} < 0,001$). Se aprecia un incremento del número de periodos de marcha significativo en los tres primeros meses de evolución tras el ictus ($P_{1-2} < 0,01$). Se mantiene ese incremento, pero no de forma significativa, desde el tercer mes hasta el año después de la lesión ($P_{2-3} = 0,58$).

El resto de variables de distribución: duración media de los periodos de marcha, coeficiente de variación de dichos periodos y exponente de sedentarismo, se mantienen estables y sin variaciones significativas a lo largo de todo el año después del ictus.

La evolución de estas variables en T1, T2 y T3 se representa de forma gráfica en el diagrama de líneas de la Figura 2.

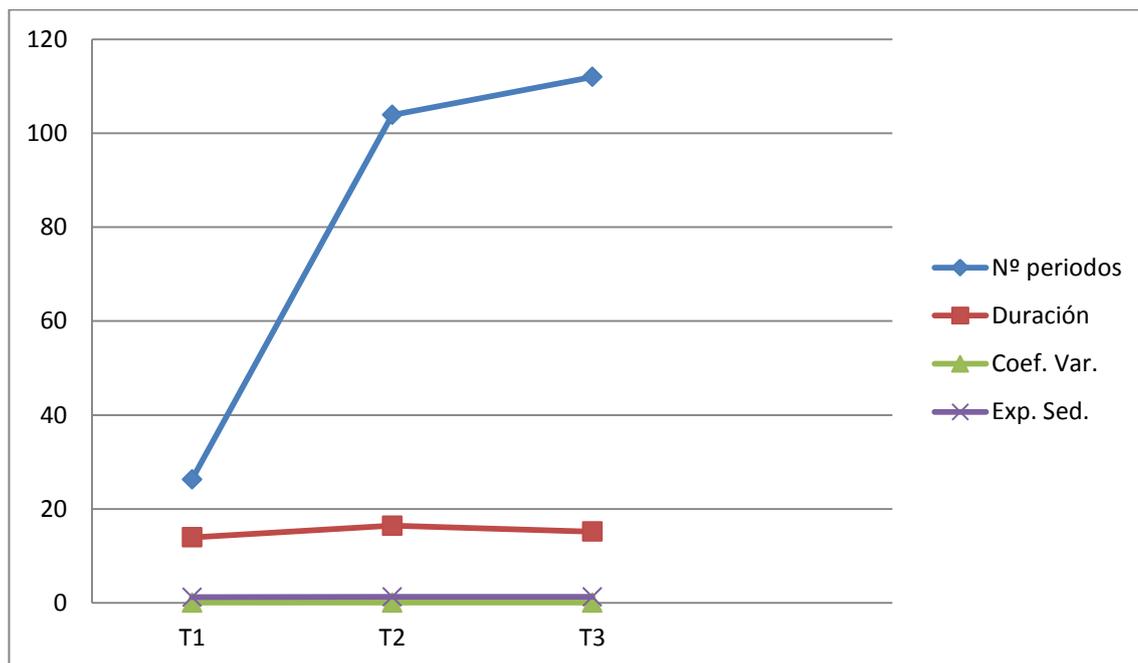
RESULTADOS

Tabla 21. Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de distribución. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).

VARIABLES DE DISTRIBUCIÓN	T1 (estimado \pm DT)	T2 (estimado \pm DT)	T3 (estimado \pm DT)	P_{general}	P_{1-2}	P_{2-3}	P_{1-3}
Nº de periodos de marcha	26,29 \pm 12,85	103,87 \pm 12,28	111,95 \pm 13,66	<0,001	<0,01	0,58	<0,001
Duración media periodos (seg)	13,98 \pm 2,10	16,46 \pm 2,37	15,20 \pm 1,51	0,59	0,54	0,30	0,70
Coefficiente de variación	0,06 \pm 0,01	0,06 \pm 0,00	0,06 \pm 0,00	0,90	0,99	0,73	0,74
Exponente de sedentarismo	1,24 \pm 0,02	1,28 \pm 0,01	1,28 \pm 0,01	0,40	0,20	0,70	0,21

Fuente: elaboración propia.

Figura 2. Diagrama de líneas de los valores estimados tras el análisis lineal mixto de los parámetros de distribución en los tres momentos de medida T1, T2 y T3.



Abreviaturas: Coef. Var., coeficiente de variación de la marcha; Exp. Sed., exponente de sedentarismo.

Fuente: elaboración propia.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

5.1.3.3 *Análisis lineal mixto de las variables de calidad de la marcha*

En relación a las variables de regularidad, que describen tanto la regularidad del paso como a la del ciclo de marcha en el plano longitudinal y transversal (LAd1, TAd1, LAd2, TAd2), observamos que se mantienen estables a lo largo de los tres momentos de medida con tendencia a la mejora (aproximación a 1 en el caso de aquella en el eje longitudinal y a -1 en las transversales). Se aprecia que la única que experimenta un cambio estadísticamente significativo a lo largo del primer año tras la lesión es la regularidad del ciclo en el eje longitudinal (LAd2) donde $P_{1-3}=0,04$. Véase Tabla 22. No obstante, hay que considerar con precaución esta significación ya que P_{general} para LAd2 no es significativa (0,09) y, si se aplica la corrección de Bonferroni (Tabla 19), P_{1-3} deja de ser significativa ($P_{1-3}=0,13$).

El índice de simetría en el eje longitudinal (LAd1/LAd2) experimenta una mejora que es estadísticamente significativa al comparar los valores del momento inicial, T1 y el final, T3 ($P_{1-3}=0,048$), pero el efecto general no es significativo ($P_{\text{general}}=0,12$) y tampoco es significativo P_{1-3} cuando se aplica Bonferroni (ver Tabla 19). Esta misma variable en el plano transversal (TAd1/TAd2), mejora en los tres primeros meses (periodo de T1 a T3), y empeora los nueve últimos meses (de T2 a T3), aunque no de forma significativa ($P_{1-2}=0,45$ y $P_{2-3}=0,44$).

El ratio de simetría del paso, resultado de la división entre el tiempo de duración paso del miembro inferior parético entre el tiempo de duración del paso del miembro inferior sano, no varía de forma estadísticamente significativa a lo largo de ninguno de los tres momentos de medida en el primer año tras el ictus (Tabla 22).

La variable motilidad corporal durante la marcha (*body motility during walking*), relacionada con la velocidad de marcha de los pacientes, mejora significativamente si se compara el valor de la misma en T1 y T3 ($P_{1-3}=0,049$), aunque P_{general} no es significativa (0,10) y tampoco es significativo P_{1-3} tras la corrección de Bonferroni (véase Tabla 19). La velocidad de marcha obtenida con el test de 5 metros de marcha, va mejorando significativamente a lo largo del

RESULTADOS

primer año después del ictus, $P_{\text{general}} < 0,01$, y lo hace en mayor medida y de forma significativa entre el periodo transcurrido de T1 a T2 ($P_{1-2} < 0,01$).

Todos los datos del análisis lineal mixto se describen en la Tabla 22 y están representados gráficamente en la Figura 3.

Tabla 22. Análisis lineal mixto del cambio a lo largo del tiempo de los parámetros de calidad. Se presentan los valores estimados y la desviación típica (estimado \pm desviación típica) para los 23 pacientes en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3), los valores generales de significación P_{general} y las comparaciones post-hoc (sin corrección de Bonferroni) entre los diferentes momentos de medida : T1 y T2 (P_{1-2}), T2 y T3 (P_{2-3}) y T1 y T3 (P_{1-3}).

Variables de calidad	T1 (estimado \pm DT)	T2 (estimado \pm DT)	T3 (estimado \pm DT)	P_{general}	P_{1-2}	P_{2-3}	P_{1-3}
Regularidad del paso lon (LAd1)	0,56 \pm 0,06	0,60 \pm 0,05	0,66 \pm 0,05	0,08	0,51	0,12	0,08
Regularidad del paso tra (TAd1)	-0,60 \pm 0,06	-0,60 \pm 0,03	-0,63 \pm 0,03	0,52	0,94	0,27	0,64
Regularidad del ciclo lon (LAd2)	0,48 \pm 0,06	0,59 \pm 0,05	0,64 \pm 0,05	0,09	0,14	0,28	0,04
Regularidad del ciclo tra (TAd2)	0,68 \pm 0,05	0,68 \pm 0,03	0,71 \pm 0,03	0,66	0,97	0,41	0,57
Índice simetría lon (LAd1/LAd2)	1,12 \pm 0,04	1,03 \pm 0,04	1,02 \pm 0,04	0,12	0,10	0,68	0,048
Índice simetría tra (TAd1/TAd2)	-0,82 \pm 0,07	-0,88 \pm 0,03	-0,83 \pm 0,07	0,43	0,45	0,44	0,95
Ratio simetría paso (TPP/TPNP)	1,14 \pm 0,08	1,20 \pm 0,08	1,17 \pm 0,08	0,76	0,57	0,60	0,72
Body motility walking (g)	0,13 \pm 0,02	0,16 \pm 0,01	0,17 \pm 0,01	0,10	0,14	0,59	0,049
5MWT (m/s)	0,69 \pm 0,08	0,94 \pm 0,07	1,00 \pm 0,06	<0,01	0,02	0,11	<0,01

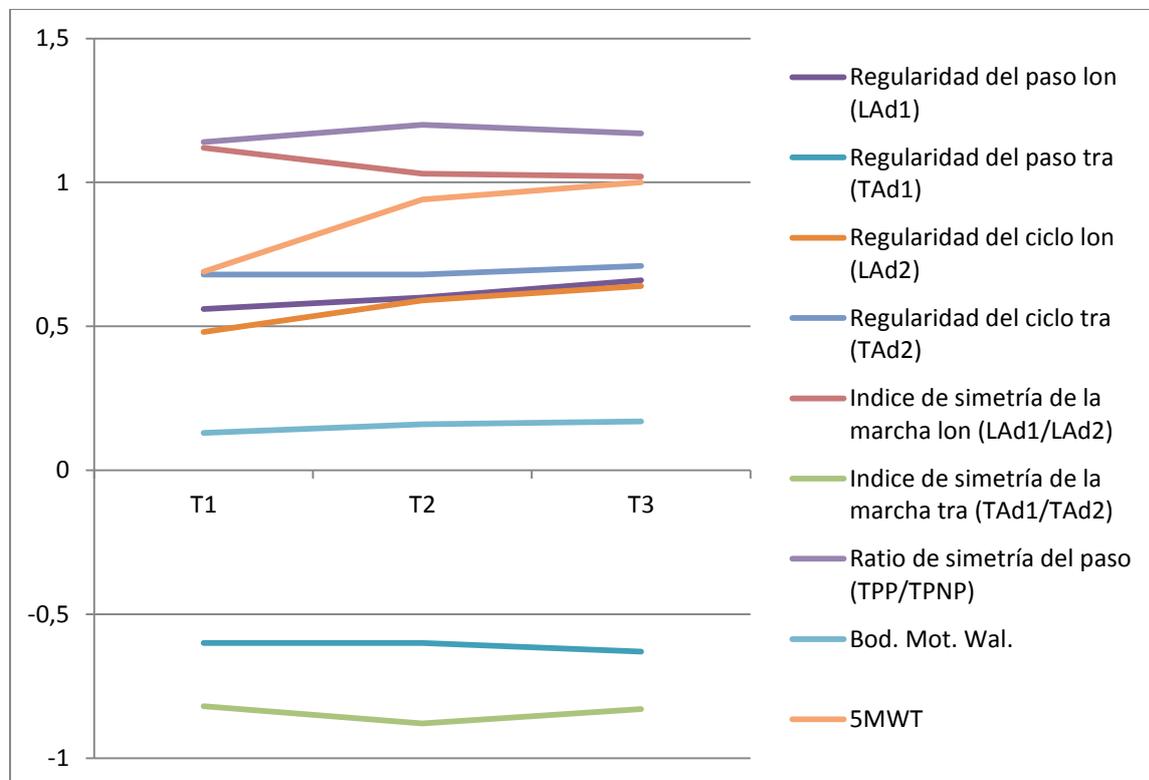
Abreviaturas: LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante (*first autocorrelation dominant period*); TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante (*second autocorrelation dominant period*); TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; 5MWT, 5-meter walking test= test 5 metros marcha, el valor representado es la velocidad obtenida del test de 5 metros de la marcha.

Fuente: elaboración propia.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Figura 3. Diagrama de líneas de los valores estimados en el análisis lineal mixto de las variables de calidad de la marcha en los tres momentos de medida, T1, T2 y T3, para los 23 pacientes con ictus.



Abreviaturas: LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante (*first autocorrelation dominant period*); TAd1, coeficiente de autocorrelación transversal en el primer periodo dominante; LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante (*second autocorrelation dominant period*); TAd2, coeficiente de autocorrelación transversal en el segundo periodo dominante; TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; 5MWT, 5-meter walking test= test 5 metros marcha, el valor representado es la velocidad obtenida del test de 5 metros de la marcha.

Fuente: elaboración propia.

5.2 Resultados del estudio de correlación de los parámetros de la marcha

En nuestro estudio se llevó a cabo un análisis de las correlaciones entre los parámetros de los diferentes aspectos de la marcha: variables de cantidad,

RESULTADOS

distribución y calidad de la marcha. Para ello, y con el objetivo de simplificar la lectura de dichos datos, tomamos para este análisis ciertas variables representativas de cada aspecto de la marcha, las denominadas anteriormente variables primarias (capítulo Material y Método, apartado Variables de estudio), esto es, tiempo de marcha y de bipedestación para el aspecto de cantidad, número y duración media de periodos de marcha para el aspecto de distribución, regularidad del paso (LAd1) e índice de simetría de la marcha (LAd1/LAd2) en el plano longitudinal para el aspecto de calidad y motilidad corporal durante la marcha (*Bod.Mot.Wal*) para la velocidad de marcha.

En el análisis a través del coeficiente de Pearson (Tabla 23) se aprecia una correlación baja entre el número de periodos de marcha y tiempo de marcha (coeficiente de Pearson=0,50 p=0,00), regularidad del paso y tiempo de marcha (coeficiente de Pearson=0,50 p=0,00), y moderadas-bajas en la velocidad de marcha y tiempo en bipedestación (coeficiente de Pearson=0,54 p=0,00) y velocidad de marcha y duración media de los periodos de marcha (coeficiente de Pearson=0,53 p=0,00).

Este mismo análisis resultó en correlaciones fuertes entre el número de periodos de marcha y el tiempo en bipedestación (coeficiente de Pearson=0,74 p=0,00), la duración media de los periodos de marcha y el tiempo de marcha (coeficiente de Pearson=0,76 p=0,00), la velocidad de marcha y el tiempo de marcha (coeficiente de Pearson=0,74 p=0,00) y correlación moderada entre la velocidad de marcha y la regularidad del paso (coeficiente de Pearson=0,65 p=0,00).

Para el resto de variables de estudio, tras el análisis con el coeficiente de Pearson, el resultado fue la ausencia de relación o una relación débil. Véase Tabla 23.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Tabla 23. Coeficiente de Pearson para las correlaciones entre variables primarias de estudio.

		Cantidad	
		Marcha (%)	Bipedestación (%)
Distribución	Nº de periodos de marcha	0,50 (<0,01)	0,74 (<0,01)
	Duración media periodos marcha	0,76 (0,00)	0,43 (0,00)
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	0,50 (0,00)	0,39 (0,00)
	Indice simetría marcha lon (LAd1/LAd2)	-0,28 (0,03)	-0,17 (0,20)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot. Wal. (g)	0,74 (<0,01)	0,54 (<0,01)
		Distribución	
		Nº de periodos de marcha	Duración media periodos de marcha
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	0,28 (0,04)	0,32 (0,02)
	Indice simetría marcha lon (LAd1/LAd2)	-0,18 (0,19)	-0,18 (0,18)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot. Wal. (g)	0,30 (0,02)	0,53 (<0,01)
		Calidad	
		Regularidad del paso lon (LAd1)	Indice de simetría marcha lon (LAd1/LAd2)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot Wal. (g)	0,65 (<0,01)	-0,33 (0,01)

Abreviaturas: Regularidad del paso lon, regularidad del paso en el eje longitudinal; Índice de simetría de la marcha lon, índice de simetría de la marcha en el eje longitudinal; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha.

Nota: Se presenta el valor del coeficiente para cada una de las variables y entre paréntesis se muestra el valor de significación de la correlación.

Fuente: elaboración propia.

Considerando que algunas de las variables de estudio no siguen una distribución normal (véase Anexo II), añadimos así mismo una tabla de correlaciones de las variables primarias analizadas a través del test Rho de Spearman (Tabla 24).

RESULTADOS

Tabla 24. Test Rho de Spearman para las correlaciones entre las variables primarias de estudio.

		Cantidad	
		Marcha (%)	Bipedestación (%)
Distribución	Nº de periodos de marcha	0,73 (<0,01)	0,77 (<0,01)
	Duración media periodos marcha	0,65 (<0,01)	0,37 (<0,01)
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	0,58 (<0,01)	0,37 (<0,01)
	Indice simetría marcha lon (LAd1/LAd2)	-0,15 (0,29)	-0,01 (0,96)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot. Wal. (g)	0,70 (<0,01)	0,50 (<0,01)
		Distribución	
		Nº de periodos de marcha	Duración media periodos de marcha
Calidad	Regularidad del paso lon (LAd1)	0,27 (0,05)	0,56 (<0,01)
	Indice simetría marcha lon (LAd1/LAd2)	-0,18 (0,18)	-0,03 (0,83)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot. Wal. (g)	0,38 (<0,01)	0,55 (<0,01)
		Calidad	
		Regularidad del paso lon (LAd1)	Indice de simetría marcha lon (LAd1/LAd2)
Velocidad de la marcha	Bod. Mot Wal. (g)	0,71 (<0,01)	-0,24 (0,07)

Abreviaturas: Regularidad del paso lon, regularidad del paso en el eje longitudinal; Índice de simetría de la marcha lon, índice de simetría de la marcha en el eje longitudinal; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha.

Nota: Se presenta el valor del coeficiente para cada una de las variables y entre paréntesis se muestra el valor de significación de la correlación.

Fuente: elaboración propia.

5.3 Resultados del estudio de asociación cruzada: comparación entre el grupo control y el grupo de pacientes con ictus

En este apartado se comparan los datos obtenidos con acelerometría en el grupo de individuos sanos, seleccionados con criterios de edad y sexo, y los mismos parámetros medidos en el grupo de pacientes con ictus en el tercer momento de medida, es decir, un año después de la aparición de la lesión, T3.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

5.3.1 Análisis descriptivo de la muestra poblacional. Grupo control y grupo de pacientes con ictus

Los sujetos del grupo control fueron seleccionados de la base de datos del departamento de Rehabilitación y Fisioterapia del *Erasmus Medical Center*, en Róterdam, Holanda. Se incluyeron un total de 20 personas sanas de edades similares, ± 4 años, a los pacientes con ictus de nuestro estudio. La edad media del grupo control es de $55,35 \pm 12,70$, con un mínimo de 26 y un máximo de 74 años. Nueve eran mujeres, es decir, un 45% del grupo control, y once eran hombres, 45%.

Los dos grupos, el de pacientes con ictus y el control, son homogéneos en relación a las medias de edades de los pacientes. Para comprobar la normalidad de esta variable hemos utilizado el estadístico de Shapiro-Wilk $Z(43)=0,957$ $p=0,103$. Si consideramos cada grupo por separado, la edad se distribuye de forma normal en el grupo de pacientes con ictus, $Z(23)=0,943$ $p=0,207$ y en grupo control, $Z(20)=0,950$ $p=0,368$. No existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de edades de ambos grupos, grupo ictus $58,13 \pm 12,58$ y grupo control $55,35 \pm 12,70$, t de Student $0,719$ $p=0,476$.

Por otro lado, debemos comentar que ambos grupos no son homogéneos en cuanto a la distribución por sexos de los sujetos. En el grupo de pacientes hay 4 hombres (17,39%) y 19 mujeres (82,61%), mientras que en el grupo control 11 son hombres (55%) y 9 son mujeres (45%). Al aplicar la prueba Chi-cuadrado, hemos encontrado que existe una diferencia estadísticamente significativa en la distribución de sexo en los grupos, Chi-cuadrado=3,866 con $p=0,049$. Esto constituye un sesgo de nuestros resultados a cuenta y que se ha producido como consecuencia del reducido tamaño de la muestra.

RESULTADOS

5.3.2 Comparación de las variables de cantidad entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus

En el análisis *t* de Student para muestras independientes que compara las variables de cantidad del grupo de sujetos sanos y las mismas en los pacientes con ictus un año después de la lesión, encontramos que existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo que dedican los pacientes a estar en la posición de decúbito ($p < 0,01$) y el tiempo total de actividades sedentarias (sedestación y decúbito) a lo largo de las ocho horas estudiadas ($p = 0,02$). Para el resto de variables, las diferencias no son estadísticamente significativas ($p > 0,05$). Véase Tabla 25.

Tabla 25. Comparación entre las variables de cantidad del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.

	Sujetos sanos	Pacientes con ictus	Significación	Diferencia de medias	Intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
Tamaño de la muestra	20	23				
Edad (media \pm DT)	55,35 \pm 12,70	58,13 \pm 12,58	0,48	2,78	-5,03	10,59
Marcha (%)	10,63 \pm 5,11	11,84 \pm 10,09	0,63	1,21	-3,83	6,25
Bipedestación (%)	32,50 \pm 11,53	26,78 \pm 13,59	0,15	-5,71	-13,54	2,11
Sedestación (%)	59,30 \pm 14,45	52,40 \pm 22,80	0,25	-6,90	-18,87	5,07
Decúbito (%)	1,16 \pm 2,84	17,61 \pm 19,38	<0,01	16,45	7,99	24,91
Sedentarismo (%)	59,96 \pm 13,76	70,02 \pm 14,36	0,02	10,06	1,36	18,76

Nota: Los valores de muestran como media \pm desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

5.3.3 Comparación de las variables de distribución entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus

En relación a las variables de distribución del estudio comparativo entre sujetos sanos y pacientes con ictus en el tercer momento de medida, T3, no se observan diferencias con una significación estadística para ninguna de las

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

variables ($p > 0,05$). Los valores para cada grupo y el valor de la significación, p , se describen en la Tabla 26.

Tabla 26. Comparación entre las variables de distribución del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.

	Sujetos sanos	Pacientes con ictus	Significación	Diferencia de medias	Intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
Tamaño de la muestra	20	23				
Edad (media \pm DT)	55,35 \pm 12,70	58,13 \pm 12,58	0,48	2,78	-5,03	10,59
Nº de periodos de marcha	135,30 \pm 53,38	112,91 \pm 69,51	0,25	-22,39	-61,01	16,24
Duración media periodos marcha (segundos)	14,20 \pm 4,24	15,20 \pm 7,13	0,59	1,00	-2,69	4,68
Coefficiente de variación periodos de marcha	0,05 \pm 0,01	0,06 \pm 0,02	0,08	0,01	-0,00	0,01
Exponente de sedentarismo	1,29 \pm 0,09	1,28 \pm 0,06	0,69	-0,01	-0,06	0,04

Nota: Los valores de muestran como media \pm desviación típica.

Fuente: elaboración propia.

5.3.4 Comparación de las variables de calidad de la marcha entre el grupo de individuos sanos y el grupo de pacientes con ictus

En la comparación de las variables de calidad de la marcha entre el grupo control y los pacientes un año después de sufrir el ictus, existen diferencias estadísticamente significativas en la regularidad el paso, LAd1 ($p=0,01$), y en la velocidad de la marcha, medida a través de la motilidad corporal durante la marcha, *body motility during walking* ($p=0,02$). Véase Tabla 27.

RESULTADOS

Tabla 27. Comparación entre las variables de calidad del grupo control y del grupo de pacientes un año después del ictus, T3.

	Sujetos sanos	Pacientes con ictus	Significación	Diferencia de medias	Intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
Tamaño de la muestra	20	23				
Edad (media \pm DT)	55,35 \pm 12,70	58,13 \pm 12,58	0,48	2,78	-5,03	10,59
Regularidad del paso lon (LAd1)	0,81 \pm 0,10	0,67 \pm 0,23	0,01	0,15	-0,25	-0,04
Regularidad del ciclo lon (LAd2)	0,74 \pm 0,14	0,65 \pm 0,22	0,10	-0,10	-0,21	0,02
Índice simetría marcha lon (LAd1/LAd2)	1,09 \pm 0,10	1,02 \pm 0,19	0,11	-0,08	-0,18	0,02
Ratio de simetría del paso (TPP/TPNP)	0,99 \pm 0,15	1,15 \pm 0,39	0,08	0,17	-0,02	0,35
Velocidad de marcha (Bod.Mot. Wal.) (g)	0,21 \pm 0,04	0,17 \pm 0,05	0,02	-0,04	-0,07	-0,01

Abreviaturas: LAd1, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el primer periodo dominante (*first autocorrelation dominant period*); LAd2, coeficiente de autocorrelación longitudinal en el segundo periodo dominante (*second autocorrelation dominant period*); TPP, tiempo de duración del paso del miembro inferior parético; TPNP, tiempo de duración del paso del miembro inferior no parético; Bod. Mot. Wal., *body motility during walking*=motilidad corporal durante la marcha; 5MWT, 5-meter walking test= test 5 metros marcha, el valor representado es la velocidad obtenida del test de 5 metros de la marcha.

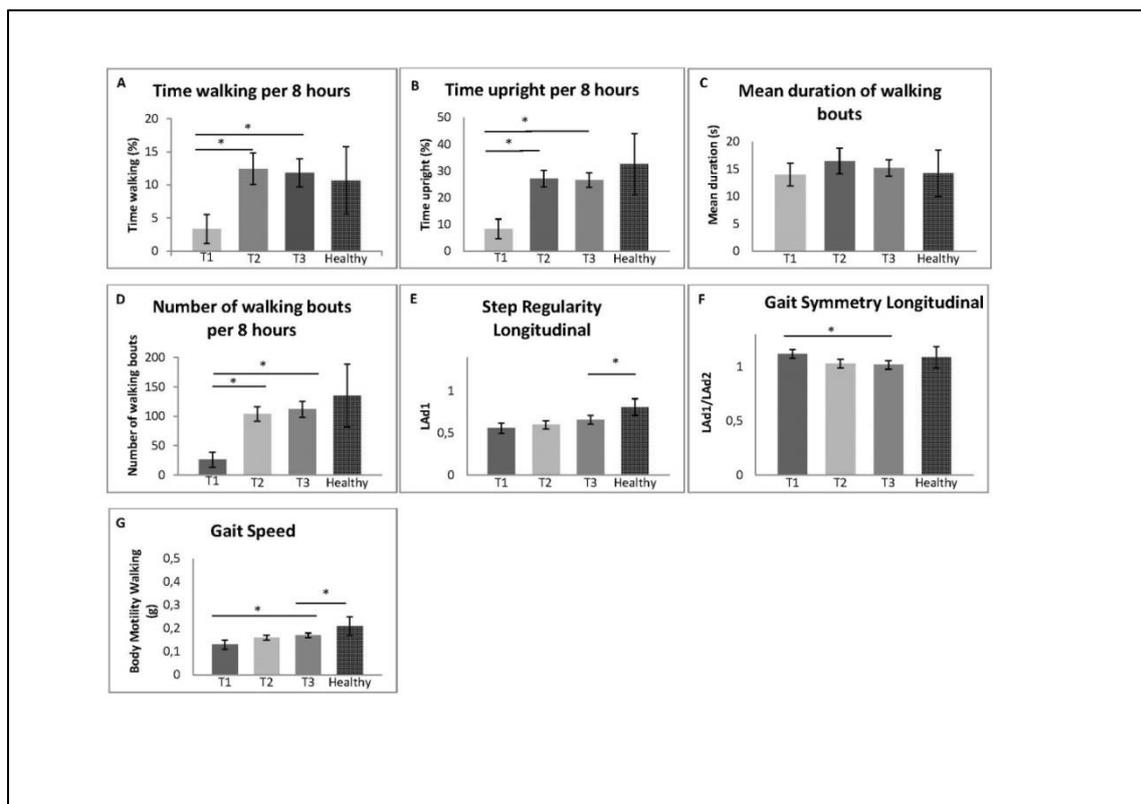
Nota: Los valores de muestran como media \pm desviación típica.
Fuente: elaboración propia.

Para finalizar el capítulo de Resultados, presentamos en inglés la Figura 4 en la que se muestra de forma gráfica un resumen de los resultados del análisis lineal mixto para dos variables representativas de cada aspecto de la marcha en los tres momentos de medida, T1, T2 y T3, de los 23 pacientes con ictus. Y se representan asimismo los resultados del estudio de asociación cruzada en el que se comparan los datos de los individuos con ictus un año después de la lesión, T3, y el grupo de sujetos sanos.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Figura 4. Resultados del análisis linear mixto en T1, primera semana tras el ictus; T2, tres meses después de la lesión, y T3, un año posterior al ictus, y la comparación de resultados con el grupo de sujetos sanos para las variables: (A) *Time walking*: tiempo de marcha, (B) *Time upright*, tiempo en bipedestación, (C) *Mean duration of walking bouts*, duración media de los periodos de marcha, (D) *Number of walking bouts*, número de periodos de marcha, (E) *Step Regularity Longitudinal*, regularidad del paso en el eje longitudinal, (F) *Gait Symmetry Longitudinal*, índice de simetría en el plano longitudinal, (G) *Gait speed*, velocidad de la marcha.



Nota: Los asteriscos indican diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre diferentes momentos de medida (grupo de pacientes con ictus) y entre pacientes con ictus un año después de la lesión y sujetos sanos (*Healthy*). Las barras de error situadas sobre cada una de las columnas (T1, T2, T3 y *Healthy*) representan \pm desviación típica.

Fuente: Elaboración propia.

6. DISCUSIÓN

6 DISCUSIÓN

En este capítulo se procede a explicar e interpretar los resultados obtenidos en nuestra investigación, tratando de poner éstos en relación con la situación actual del conocimiento respecto al problema de investigación, y considerando las opiniones, ideas e hipótesis de los diversos autores que han tratado esta temática. Para ello, organizamos este apartado en cuatro grandes bloques, el primero en el que se llevará a cabo la interpretación de los resultados de nuestro estudio y la contextualización de los mismos comparándolos con los de otros estudios similares o parecidos; el segundo, en el que se realizará un análisis crítico de las debilidades y limitaciones de nuestro trabajo; el tercero, reservado para enunciar las consecuencias del presente estudio, su posible aplicación y fortalezas, y el cuarto, en el que se describe la prospectiva de este estudio.

6.1 Interpretación de los resultados obtenidos y comparación con otros estudios similares o parecidos

En este apartado, de forma similar a como se estructuró en la sección de resultados, se lleva a cabo el comentario, análisis y comparación con otros estudios similares de los resultados obtenidos, organizando la información de acuerdo a los tres objetivos de investigación planteados. En primer lugar, se interpretan y contextualizan los datos referentes al estudio de seguimiento de la cohorte, en segundo lugar aquellos relativos al estudio correlacional y, por último, se hará referencia al estudio comparativo entre sujetos sanos y pacientes con ictus.

6.1.1 Interpretación de los resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte durante el primer año tras el ictus

En nuestra investigación se describe la recuperación de la marcha en el entorno habitual de una cohorte de pacientes con ictus durante el primer año tras la lesión. Hasta el momento, no se había realizado un único estudio que abarcara diferentes aspectos del comportamiento durante la marcha, tales como la cantidad, la distribución, la calidad y la velocidad durante los doce meses posteriores al ictus de una forma tan detallada y empleando métodos objetivos como la acelerometría. Además, no sólo se realiza la descripción de dichos parámetros, sino que se analizan las relaciones entre ellos (estudio correlacional) y se comparan con los mismos en un grupo de sujetos sanos (estudio de asociación cruzada).

Con el objetivo de exponer la información con una mayor claridad y siguiendo el esquema planteado en la sección de resultados, se interpretan y comparan los resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte, clasificándolos en resultados derivados del aspecto de cantidad, distribución y calidad de la marcha.

6.1.1.1 Interpretación de los resultados en relación a las variables de cantidad

La **recuperación más notable** de los parámetros de cantidad en nuestra cohorte se produjo durante el periodo comprendido **entre la primera semana y el tercer mes tras el ictus**. Así por ejemplo, el porcentaje de tiempo dedicado a la bipedestación y la marcha aumentó significativamente los primeros tres meses y dicha mejora se estabilizó durante los últimos nueve meses. Una tendencia análoga se observa en el resto de variables de cantidad.

Estudios previos muestran un patrón similar en la recuperación de la marcha. De forma general, estudios anteriores (225-227) han descrito una mayor velocidad en el proceso de recuperación neurológica y, por tanto, funcional, en los

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

estadíos iniciales tras el ictus. Kwakkel *et al.* (228) observaron que entre el 16 y el 42% de la recuperación espontánea de las funciones corporales y actividades en pacientes con ictus se producía entre la sexta y la décima semana después de la lesión. Kollen y colaboradores (229) describieron que los cambios más acentuados en la habilidad para caminar (medida con la escala *Functional Ambulation Categories*) se producían en la fase temprana tras el ictus. En la misma línea, Jorgensen *et al.* (81) mostraron que el 95% de la recuperación de la función de la marcha se producía en las 11 primeras semanas tras el diagnóstico.

Esta mejora puede ser el resultado de procesos de **recuperación neurológica espontánea** (226, 227, 230). Esta recuperación, que se produce especialmente en las primeras semanas tras el ictus, viene determinada por la restitución de la zona de penumbra que rodea el área cerebral infartada y por procesos de diáscisis y neuroplasticidad, tanto de zonas próximas como lejanas a la lesión (230, 231). Una serie de estudios longitudinales muestran que la rehabilitación modula el patrón de recuperación, interaccionando con estos procesos biológicos. No obstante, la recuperación espontánea se produce de forma independiente al tipo y la cantidad de terapia (228). Además de las mejoras producidas en las primeras semanas tras el ictus, se dan mejoras funcionales que se extienden más allá de los seis primeros meses. Estudios cinemáticos sugieren que la recuperación funcional se debe principalmente al aprendizaje de estrategias de comportamiento compensatorias (231).

Hay, además, **factores ambientales y personales** que influyen de forma decisiva en el comportamiento motor y, por tanto, en la marcha (192, 232, 233). Por ejemplo, en nuestro estudio, todos los pacientes medidos, excepto uno, estaban hospitalizados en el primer momento de medida, T1; a diferencia del segundo momento de medida, tercer mes postlesional, cuando el 91,3% fueron medidos en casa. Los bajos niveles de actividad, que se reflejan en los porcentajes de bipedestación y marcha en T1 pueden ser por tanto, resultado del curso natural de la lesión, pero también pueden estar relacionados con las condiciones propias de la hospitalización que no estimulan a los pacientes a ser activos. Una revisión de la literatura de West y colaboradores (233), acerca de la actividad física en

pacientes con ictus hospitalizados, concluyó que la mayoría de ellos pasaban el día inactivos, solos y dentro de la habitación, empleaban una hora al día en fisioterapia y terapia ocupacional y los pacientes agudos (menos de 14 días tras la lesión) presentaban con mayor frecuencia bajos niveles de actividad.

Existen otros factores que podrían explicar el patrón de mejora encontrado en los parámetros de cantidad de nuestra cohorte. Un elemento determinante en el aumento de la cantidad de tiempo en bipedestación y caminando es la **recuperación de la resistencia cardiovascular** (55, 85, 234). No obstante, en una revisión bibliográfica de 2012 (235) se expresa la necesidad de estudios que describan los mecanismos de las afecciones cardiorrespiratorias y los cambios longitudinales que se producen tras el ictus. Estudios como el de Michael y colaboradores (234) determinaron, en una muestra de 79 pacientes con ictus de menos de 6 meses tras la lesión, una relación fuerte entre los pasos/día y el fitness cardiovascular; otros autores, como Kelly *et al.* (85) afirmaron la fuerte asociación entre la velocidad de la marcha, la resistencia y el estado cardiovascular en pacientes con ictus subagudo (menos de 7 semanas).

Elementos como **el equilibrio y el estado de ánimo** han sido descritos como determinantes en la actividad física y en la cantidad de tiempo que los pacientes con ictus pasan en bipedestación en la comunidad (236).

Por último, y centrándonos en **datos concretos de porcentajes de bipedestación y marcha al día**, compararemos nuestro estudio con otras tres investigaciones que muestran ciertas similitudes en relación a los parámetros y a la población estudiados. Estos son los trabajos de Prajapati *et al.* en 2011 (59), Roos y colaboradores en 2012 (237) y Askim *et al.* en 2013 (182). Con respecto a los dos primeros, cabe destacar como diferencia el hecho de ser estudios transversales, el tercero tiene un diseño longitudinal, pero describe sólo los seis primeros meses tras el ictus. Nuestro estudio, por tanto, muestra la ventaja respecto a los anteriores de ser un estudio longitudinal a lo largo del primer año tras el ictus.

En el de Prajapati (59), la muestra estudiada presentó un 9,7% de tiempo caminando en las 8 horas de medición (en este porcentaje se incluyen los periodos

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

de marcha de los pacientes en su vida diaria y durante las sesiones de fisioterapia) y un 6,7% caminando, excluyendo los periodos de las sesiones de fisioterapia. La antigüedad de la lesión en los pacientes estudiados iba desde 10 días hasta 3 meses tras el ictus. Por tanto, podemos decir, que los porcentajes son similares a los obtenidos en nuestro estudio, 3,3% en la primera semana tras el ictus y 12,45% en los tres meses después.

En el estudio transversal de Roos (237), donde la población tenía una media de 40,5 y una desviación típica de 36,7 días transcurridos después del ictus, el porcentaje de tiempo dedicado a caminar al día oscilaba entre un 10-15% aproximadamente, de modo que, muestran también similitud con los nuestros.

En el estudio longitudinal de Askim y colaboradores (182), el tipo de acelerometría empleado, sólo permitía la medición del tiempo en bipedestación, sedestación y decúbito. Se describió un porcentaje de bipedestación que pasó de un 6,4% en la valoración inicial (dentro de los 14 días tras el ictus) a un 10% seis meses después. En nuestra investigación, en cambio, los pacientes pasaron de un 8,35% de tiempo dedicado a estar de pie en la primera semana tras el ictus a un 27,1%, transcurridos tres meses. Es decir, se aprecia una recuperación mayor y más rápida del tiempo en bipedestación en nuestra cohorte que en la descrita por Askim *et al.*

6.1.1.2 Interpretación de los resultados en relación a las variables de distribución

El estudio de las variables de distribución nos permite profundizar más en el análisis de los patrones de comportamiento de las diferentes actividades. Por un lado, si observamos los resultados de distribución, ni los parámetros de marcha (duración media y coeficiente de variación de los periodos de marcha) ni el exponente de sedentarismo, experimentaron cambios significativos durante el primer año tras el ictus; sí se incrementaron significativamente el número de periodos de marcha en los tres primeros meses tras el ictus. Por otro lado, si

observamos el aspecto cuantitativo, el tiempo total empleado en caminar y en actividades sedentarias, éstos mostraron cambios estadísticamente significativos de T1 a T2, estabilizándose en los últimos nueve meses. Es decir, nuestros resultados indican que **la cohorte estudiada incrementa su actividad a través del aumento del número de periodos activos pero no del aumento de la duración de dichos periodos.**

Estos resultados son similares a los obtenidos por Roos y colaboradores (237) que demostraron que los individuos con ictus presentaban un menor número de periodos de marcha de larga distancia (definidos como 300 o más pasos). Actividades de participación en la comunidad, tales como ir de compras a la tienda o al supermercado, requieren que el individuo camine un mínimo de 206 metros (238). Una posible implicación derivada de este hecho es que dichos sujetos carecen de la capacidad de caminar durante periodos lo suficientemente largos como para realizar estas actividades, **limitando**, por tanto, su **participación en la comunidad.**

Un hecho que dificulta la comparación de diferentes estudios que analizan la distribución de las actividades de los sujetos en la vida diaria es la falta de consenso a la hora de evaluarlo. Así por ejemplo, si analizamos la duración media de los periodos de marcha obtenida en la muestra de Prajapati *et al.* (59) es de $54,4 \pm 21,5$, sin embargo en nuestra cohorte la duración media a los tres meses tras el ictus es de $16,46 \pm 2,34$. Una posible explicación en esta amplia diferencia puede venir determinada por la definición de periodo de marcha empleada en cada estudio. En el de Prajapati, un periodo de marcha está constituido por un mínimo de 5 ciclos de marcha consecutivos y los periodos de marcha se diferencian entre sí por una pausa de al menos 5 segundos. En nuestro estudio, en cambio, los dos primeros y últimos pasos eran excluidos de la muestra para evitar fases de iniciación y finalización de la marcha. En otros estudios, como el de Roos *et al.* (237) no se cuantifica el tiempo de duración de los periodos de marcha, sino la distancia recorrida.

Otro aspecto importante en el estudio de distribución es la observación del **comportamiento en relación a los periodos de sedentarismo.** Hay una

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

evidencia cada vez mayor (239-242) de que, al margen de la cantidad de actividad física que realiza una persona, el tiempo dedicado al sedentarismo constituye en sí mismo un factor de riesgo independiente en las enfermedades crónicas y en los estados alterados de salud, como por ejemplo, la obesidad, elevados niveles de glucosa, diabetes tipo 2 y problemas cardiovasculares (243, 244). Esto nos hace plantearnos si el hecho de reducir el comportamiento sedentario, o cambiar los patrones de sedentarismo, puede constituir un objetivo terapéutico en la prevención secundaria y en la rehabilitación de los pacientes tras el ictus (245).

En nuestro estudio se observó, en el aspecto absoluto de cantidad, es decir, el tiempo total de sedentarismo a lo largo de las 8 horas medidas con acelerometría, que éste disminuyó significativamente de la primera medición a la segunda, tres meses tras el ictus, y se estabilizó los últimos nueve meses. Estos resultados son similares a los encontrados por otro estudio longitudinal de Moore *et al.* (183), que describieron una **reducción del tiempo de sedentarismo a los tres meses tras el ictus**, sin cambios a los seis meses.

Por otro lado, en un análisis más detallado de la distribución del tiempo sedentario, en nuestra investigación se calculó el **exponente de sedentarismo**, que cuantifica las diferentes estrategias de comportamiento sedentario (193). Un menor exponente indica que los sujetos tienden a acumular tiempo de sedentarismo con una mayor proporción de periodos sedentarios de larga duración. En la población estudiada, **no se observa ningún cambio significativo** en dicho exponente **a lo largo de todo el primer año tras el ictus**. En esta misma línea, Tiegues y colaboradores en su estudio de 2015 (245), concluyeron que los sujetos con ictus presentaban un alto nivel de sedentarismo (medido como el acúmulo de una mayor proporción de largos periodos de sedentarismo) y lo mantenían incluso un año tras la lesión, independientemente de su nivel funcional. En el estudio de Chastin y colaboradores (193) concluyeron que grupos con diferentes empleos (ocupación) y estados de salud adoptaban estrategias diferentes en la acumulación del tiempo sedentario. El exponente de sedentarismo y no la cantidad total de tiempo sedentario al día era capaz de diferenciar tres grupos de

sujetos: sanos activos, sanos con puestos de trabajo sedentarios y personas con problemas de salud crónica.

Numerosos estudios (194, 244, 246) muestran que el comportamiento sedentario tiene efectos negativos significativos en el metabolismo y en la salud cardiovascular, especialmente cuando éste se acumula en largos periodos ininterrumpidos. Por todos estos motivos, podemos concluir que el estudio del exponente de sedentarismo constituye una herramienta útil en el estudio de los patrones de comportamiento de los pacientes con ictus e independiente del estudio cuantitativo del tiempo total dedicado a cada actividad, y que podría constituir un objetivo terapéutico independiente a tener en cuenta en la rehabilitación.

Otra variable de estudio que nos permite analizar el patrón de actividad es el **coeficiente de variación de los periodos de marcha**. Autores como Cavanaugh (247) sugirieron que adultos de avanzada edad mostraban una menor variabilidad en la actividad ambulatoria y que estos sujetos no podrían llevar a cabo una serie de tareas ambulatorias bajo diferentes condiciones del entorno.

En nuestra investigación, el coeficiente de variación de los periodos de marcha no muestra diferencias significativas a lo largo de los tres momentos de medida. Una posible interpretación de este resultado podría ser que **la cohorte de pacientes estudiados, en su habilidad de caminar, no mejoran su capacidad de adoptar diferentes patrones de marcha para adaptarse a la variedad de demandas que puede encontrarse en un entorno real**. Por tanto, podríamos decir que es posible que las intervenciones que tienen como objetivo incrementar la variabilidad de la actividad ambulatoria pueda repercutir en la mejora de las habilidades funcionales (52). No obstante, hay que interpretar estos datos con cautela, ya que podría ocurrir que un sujeto sea activo de forma homogénea/consistente, sin variación, resultando en un menor coeficiente de variación que alguien que sea menos activo pero con más cambios de actividad a lo largo del día (52).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

6.1.1.3 Interpretación de los resultados en relación a las variables de calidad

De forma general, se aprecia una **tendencia a la mejora en las variables de calidad de la marcha durante el primer año después del ictus**. Todas las variables estudiadas se recuperaron de forma estable **pero no significativa** entre momentos consecutivos de medición, a excepción de ciertos parámetros, como la regularidad del ciclo y el índice de simetría longitudinales y la velocidad de la marcha, que mejoraron significativamente entre la primera semana y el año tras el ictus. Las mejoras se estabilizaron en los últimos seis meses.

Tras la revisión bibliográfica, cabe destacar que **no se ha encontrado ningún estudio longitudinal que describa la evolución de las variables de calidad o el patrón de marcha en sujetos con ictus a lo largo del primer año tras la lesión y medidos en el entorno habitual del paciente**.

Algunos autores (248-250) han estudiado ciertos parámetros relacionados con la calidad y la velocidad de deambulación tras el ictus, pero los periodos de seguimiento de la cohorte han sido inferiores a un año, estudiando hasta el tercer mes, como en el caso de Wade y colaboradores (248) y Den Otter *et al.* (249), y hasta el sexto mes tras la lesión, en el caso de Buurke *et al.* (250). No obstante, no se trata de estudios similares al nuestro y, por tanto, no es posible su comparación. En el caso de los artículos publicados por Buurke (250) y Den Otter (249) se llevaron a cabo estudios electromiográficos en la musculatura de miembros inferiores y en el caso de Wade (248), únicamente se describe el hecho de que los pacientes recobren o no la habilidad de caminar, con o sin ayudas, y cómo varía su velocidad de marcha a lo largo de los meses estudiados.

Analizando de forma más específica las variables de estudio de nuestra investigación, haremos referencia en primer lugar a las relativas a la **regularidad del paso y del ciclo de marcha**. No se aprecian cambios significativos a lo largo del primer año, a excepción de la regularidad del paso en el eje longitudinal que experimenta una mejora significativa. Los estudios de Moe-Nilssen y colaboradores (57, 156, 174, 251, 252) han demostrado la utilidad de los coeficientes de autocorrelación para determinar variables de calidad de la marcha

medidos a través de la acelerometría con sensores en el tronco de los pacientes y han mostrado su eficacia a la hora de discriminar patrones de marcha entre sujetos con y sin problemas de movilidad con respecto a otros parámetros medidos con anterioridad, por ejemplo los que analizan la pisada/huella (156). A pesar de las ventajas descritas, ninguna investigación ha empleado dichos parámetros en un estudio longitudinal de seguimiento de una cohorte de pacientes con ictus, a excepción de la nuestra.

En relación a los **parámetros de simetría**, el patrón es muy similar al descrito anteriormente, únicamente mejora significativamente el índice de simetría de la marcha en el eje longitudinal al comparar la primera semana, T1, con el año tras la lesión, T3. Estos resultados, parecen estar en contradicción con el estudio transversal de Patterson *et al.* (253), en el que emplearon medidas de simetría temporal y espacial de la marcha obtenidos con una plataforma de presiones en el laboratorio, y describieron un empeoramiento en los años sucesivos al ictus. Una posible explicación a la diferencia de resultados encontrados podría ser que ambas investigaciones observaron estadios diferentes de la evolución de la lesión. Patterson y colaboradores estudiaron datos de pacientes con una antigüedad de la lesión de cuatro años o más, es decir, en estadios mucho más avanzados que nuestra cohorte.

En el estudio de Prajapati *et al.* (59) sí que se analiza una variable de simetría igual a una de las usadas en nuestra investigación, el coeficiente entre el tiempo de duración del paso parético y el no parético, con la diferencia de que el estudio se realiza en un único momento en la evolución del paciente (medición de un periodo de 8 horas a lo largo de un único día en el entorno cotidiano del paciente) y lo comparan con la misma medida realizada en el laboratorio. Estos autores afirman que se produce un incremento de la asimetría en el entorno habitual del paciente con respecto a la medida en el laboratorio. Este hecho, pone de manifiesto la relevancia de la medición de la simetría de la marcha llevada cabo en nuestro estudio, ya que se realiza durante las actividades de la vida diaria de los pacientes.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Y, por último, en relación a la **velocidad de la marcha**, ésta se incrementa significativamente al comparar los datos entre el primer momento de medida y el tercero, es decir, mejora en el primer año tras el ictus. En esta misma línea, un estudio de von Schroeder y colaboradores (254) describió el aumento de la velocidad de marcha, medida en el laboratorio, durante los primeros doce meses después del ictus. De nuevo, no hemos encontrado ningún estudio longitudinal a lo largo del primer año tras el ictus en el que se describa la velocidad de deambulación de los pacientes en el entorno cotidiano de los sujetos.

Otros estudios transversales (253, 254), describieron un patrón estable de la velocidad de marcha en los años posteriores a la lesión. Algunos autores como Carvalho *et al.* (35) y Taylor y colaboradores (255) han estudiado de forma transversal la velocidad de marcha en diferentes entornos de la comunidad en pacientes con ictus, observando que no había diferencias en la velocidad obtenida en el laboratorio y en la comunidad en lo referente a cortas distancias, pero sí en distancias mayores. Como consecuencia, para tener una **valoración real de la velocidad de marcha**, es recomendable que ésta se mida en el entorno cotidiano del paciente.

Esta medición es de relevancia por diversos motivos, en primer lugar, porque la velocidad de marcha es interpretada como un **indicador importante relacionado con la deambulación y la participación en la comunidad** (46), y en segundo lugar, porque ha sido descrita su **relación con problemas específicos de la marcha hemipléjica** que deben ser abordados en el proceso de rehabilitación por parte de los fisioterapeutas y otros profesionales relacionados.

Así por ejemplo, los resultados de Hsu *et al.* (256) y Lin y colaboradores (257) sugieren que la velocidad y la asimetría temporal durante la marcha se ven afectadas principalmente por la actividad (reclutamiento) de los dorsiflexores del tobillo del lado hemipléjico, mientras que la espasticidad de los flexores plantares influye en el grado de asimetría espacial de la marcha en exteriores.

Bowden *et al.* (258) analizaron un sistema de clasificación de los individuos con ictus según la velocidad con la que caminan en la comunidad, y establecieron relaciones entre ésta y la capacidad de propulsión de la pierna

afecta, de forma que dicha propulsión contribuye a los mecanismos necesarios para aumentar la velocidad de deambulaci3n en estos pacientes (259, 260).

Estudios de simulaci3n de la marcha hemipar3tica han mostrado una menor contribuci3n de los flexores plantares de la pierna afecta durante la propulsi3n anterior en comparaci3n con individuos sanos caminando a la misma velocidad (261, 262) y que este d3ficit en la propulsi3n limita la velocidad de marcha (263).

En conclusi3n, un objetivo terap3utico en pacientes con reducida velocidad de marcha ser3a mejorar el estado de tr3fico y de activaci3n muscular de los flexores plantares y el reclutamiento de los dorsiflexores de la pierna afecta.

Para concluir y resumir el comentario y an3lisis del primer bloque de la discusi3n, referente al estudio de la cohorte el primer a3o tras el ictus, podemos decir que en el aspecto cuantitativo, la recuperaci3n de la marcha se produce fundamentalmente en los tres primeros meses, hecho en concordancia con estudios anteriores. A diferencia de los par3metros de cantidad, los de distribuci3n no mostraron la misma tendencia de mejora, ya que se mantuvieron estables durante todo el periodo de estudio, sin cambios notables. Este hecho indica que el estudio de la cantidad representa un constructo diferente al de distribuci3n, y que ambos son importantes en el estudio de la marcha de este tipo de poblaci3n. En relaci3n a las variables de calidad, se observa un patr3n de mejora, sin alcanzar niveles significativos en la muestra estudiada, a excepci3n de la simetr3a y regularidad del ciclo longitudinal y la velocidad de marcha, que s3 experimentan una recuperaci3n clara el primer a3o, en este aspecto, nuestra investigaci3n es la primera en la que se lleva a cabo un estudio longitudinal de este tipo de variables, por lo que s3lo son posibles comparaciones parciales con estudios de caracter3sticas similares.

En el siguiente apartado se analizar3n los resultados referentes a las relaciones entre las variables de los tres aspectos de la marcha estudiados, el de cantidad, distribuci3n y calidad.

6.1.2 Interpretación de los resultados del estudio correlacional

En primer lugar, hacemos referencia a los resultados obtenidos en las **relaciones entre los parámetros de cantidad y la velocidad de marcha**. En la cohorte estudiada se aprecia una correlación moderada-alta entre el tiempo dedicado a la marcha y la velocidad de la misma. Este resultado es similar, aunque empleando diferentes variables de medida, al obtenido por otros autores como Mudge *et al.* (89) y Rand y colaboradores (51) que describieron una correlación moderada entre la distancia recorrida en el test de 6 minutos caminando en el laboratorio, considerado éste un indicador de velocidad en un medio estandarizado, y el número de pasos al día medido con acelerómetros.

En la misma línea, una investigación de 2012 (264) describió una relación positiva entre el número de pasos diarios (parámetro de cantidad de marcha) y la velocidad de deambulación en sujetos con ictus tras realizar un entrenamiento específico de la locomoción en cinta de marcha con soporte parcial del peso y asistencia manual.

Autores como Bowden *et al.* (258) describieron un sistema de clasificación de los pacientes con ictus atendiendo a la velocidad confortable de deambulación, basándose en la correlación observada entre velocidad y cantidad de tiempo dedicado a la marcha en la comunidad.

Por otro lado, **analizando los resultados entre parámetros de calidad y velocidad de la marcha**, la velocidad en la muestra estudiada presentó una correlación negativa y débil con el índice de simetría. Esta disociación entre velocidad y simetría ha sido descrita también por otros autores (253, 265) que afirman que la asimetría en la longitud del paso no necesariamente limita la velocidad de marcha, sino que ésta última tiene una mayor relación con otros mecanismos compensatorios empleados en la marcha hemipléjica (266). Por el contrario, hay otros estudios (264, 267) que exponen una correlación significativa entre parámetros de simetría y velocidad de la marcha, aunque cabe destacar que emplean parámetros de simetría diferentes a los de nuestra investigación.

Un resultado que merece especial atención en el estudio de correlación del grupo de pacientes con ictus estudiado es la débil, prácticamente ausente, **relación entre los parámetros de cantidad y calidad de la marcha**. No sólo observado en el estudio correlacional, sino en el seguimiento de la cohorte, en el que se aprecia una recuperación más rápida y mayor, al compararla con el grupo control de referencia en los parámetros de cantidad con respecto a los de calidad.

Esta divergencia entre calidad y cantidad, desde el punto de vista clínico, puede tener consecuencias negativas. En primer lugar, puede ocurrir que si los pacientes han recuperado una proporción parecida a la normal con respecto a la cantidad de tiempo que caminan, sin haber recuperado una calidad en el patrón de marcha cercana a la normalidad, estos pacientes pueden tener un mayor riesgo de compensaciones, como la sobreutilización del miembro inferior no afecto, y en general, de las estructuras del lado no afecto (por ejemplo, del tronco). Esto puede llevar a un incremento en el gasto energético, una mayor fatiga y una mayor probabilidad de lesión musculoesquelética del hemicuerpo menos afecto a largo plazo. Todo esto puede derivar en una restricción de las actividades que requieran caminar y, por tanto, en una disminución en la movilidad a largo plazo, tal y como han descrito otros autores (51, 55, 234). En segundo lugar, teniendo en cuenta que los pacientes caminan más sin un correcto patrón de marcha, el riesgo de caídas puede verse aumentado.

Con respecto a las **correlaciones encontradas entre los parámetros de distribución y el resto de variables**, se observó que el número de periodos de marcha tenía una relación fuerte con el tiempo que los pacientes pasan en bipedestación a lo largo de la medición. La investigación de Askim y colaboradores (182), que estudió modelos de regresión lineal en una cohorte de pacientes con ictus, describió que el incremento en el índice de Barthel estaba asociado con el aumento en el tiempo en bipedestación medido con acelerometría. Probablemente, los pacientes que presenta un mayor número de periodos de marcha, son aquellos que pasan una mayor proporción del tiempo de pie y son, por tanto, los que tienen mayor autonomía.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Otro aspecto que podemos destacar del estudio correlacional de nuestra investigación, es el hecho de que los sujetos que estaban más tiempo caminando al día presentaban una mayor duración de los periodos de marcha. No se han encontrado otros estudios en los que se relacionen estos aspectos de la marcha en pacientes con ictus.

En conclusión, tras el estudio correlacional entre las variables que representan los diferentes aspectos del comportamiento durante la marcha (cantidad, distribución y calidad) y a modo de resumen, destacamos relaciones significativas entre la dimensión cuantitativa y la velocidad de marcha y entre el número de periodos de marcha (distribución) y aspectos cuantitativos como el tiempo en bipedestación y el tiempo de marcha. Por otro lado, y con relevancia desde el punto de vista clínico, subrayamos la débil relación entre la simetría y la velocidad de marcha, y la prácticamente ausente relación entre parámetros de cantidad y calidad, que puede implicar un incremento en la adopción de estrategias compensatorias por parte del paciente, un mayor gasto energético durante la deambulación y un mayor riesgo de caídas. No obstante, en el estudio correlacional llevado a cabo en esta tesis doctoral, conviene interpretar los datos extremando la cautela, pues se trata de una muestra de pequeño tamaño en la que no se han podido llevar a cabo correcciones por comparación múltiple, ya que se hubiera reducido notablemente el poder de detectar diferencias estadísticamente significativas. En el siguiente apartado se completará el análisis y comentario de los datos obtenidos, completando la interpretación de los mismos a través de la comparación con las mismas variables estudiadas en un grupo control de individuos sanos.

6.1.3 Interpretación de los resultados del estudio comparativo entre el grupo control y el grupo de los pacientes con ictus

Uno de los tres objetivos generales de nuestra investigación es la comparación de los patrones de recuperación de la marcha y otras actividades, en términos de cantidad, distribución y calidad, cuando ha transcurrido un año tras el ictus, con los datos obtenidos en un grupo de sujetos sanos de referencia, el grupo control.

En primer lugar, en esta sección cabe discutir **aspectos concretos relacionados con las características de los sujetos sanos seleccionados**. Como ha sido explicado en el capítulo de Resultados, el grupo control y el grupo de pacientes son homogéneos en cuanto a la edad de los individuos, pero no en cuanto al género. En un estudio realizado con acelerometría en 282 individuos sanos adultos y ancianos (268) con un rango de edad de 20 a 98 años, se determinó que variables como la frecuencia del ciclo de marcha, la simetría del paso y la regularidad del ciclo son independientes de la edad y del sexo. Sin embargo, otros parámetros como la velocidad de marcha, la longitud del ciclo y la aceleración producida en el contacto del talón son dependientes tanto de la edad como del sexo, siendo mayores en hombres que en mujeres y comenzando a disminuir a partir de los 60 años en hombres y de los 70 en mujeres. Por tanto, un motivo de sesgo en nuestros resultados podría ser la falta de homogeneidad entre grupos en relación al sexo. No obstante, en la literatura encontramos otros estudios de comparación de datos de marcha entre grupos sanos de referencia y grupos de pacientes con ictus en los que únicamente se emplearon criterios de edad para la selección del grupo control (56, 269, 270).

6.1.3.1 Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de cantidad

Si observamos las **variables de cantidad**, mientras que los resultados obtenidos en el seguimiento de la cohorte mostraban un patrón de recuperación en

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

concordancia con estudios previos, el hecho de que **un año después del ictus** estos parámetros **no sean significativamente diferentes a los encontrados en el grupo control** es un dato llamativo y menos esperado. Este resultado difiere con los hallados en otros estudios como el de Michael *et al.* (55) en el que se describió el número de pasos al día como extremadamente bajo en pacientes cuando habían transcurrido más de seis meses tras el ictus. La población de este estudio era de mayor edad y emplearon un aparato de medición diferente al de nuestra investigación, pero estos factores no pueden explicar por completo las diferencias encontradas.

El estudio de Roos y colaboradores (237) también encontró diferencias entre el porcentaje de tiempo dedicado a la marcha de los pacientes con ictus de más de tres años de antigüedad de la lesión, que era significativamente inferior al de sujetos sanos. A continuación se expondrán una serie de elementos que consideramos pueden haber contribuido a esta divergencia de resultados encontrada en las diferentes investigaciones.

Un factor importante a tener en cuenta al comparar los resultados con otros estudios es la duración del periodo de medida (211). En nuestro estudio, tanto los sujetos sanos como los pacientes con ictus fueron medidos durante un total de ocho horas, desde las diez de la mañana hasta las seis de la tarde. Esta duración puede ser considerada corta en comparación con la sugerida por otros autores que proponen periodos de tres (237) a siete días (211, 271) de medición continua. Estudios como el de Nicolai (272) concluyen que mediciones de un día son suficientes para valorar la actividad física en la comunidad. En la presente investigación, al haber empleado la versión del monitor de actividad con cables, no era viable a nivel práctico el uso de los acelerómetros durante más de un día.

Además, la **distribución de actividades a lo largo del día** (mañana, tarde y noche) puede variar entre la población sana y los pacientes con ictus, que según el grado de dependencia pueden estar vinculadas a determinados periodos del día en los que cuentan con asistencia o con condiciones medioambientales (luz, temperatura) más propicias para realizar dichas actividades. De modo que, es posible, que se hubieran detectado diferencias entre grupos si se hubiera analizado

un periodo de medida de 24 horas en lugar de 8 horas. También relacionado con esto, puede ser que la distribución de la actividad del grupo control estuviera determinada por el hecho de que se trataba de una población, al menos parte de ella, activa, es decir, determinada por el tipo de profesión de esos sujetos activos. Es decir, la cantidad de actividad física en la comunidad está influenciada en gran medida por **factores ambientales y de ocupación**. En nuestro estudio los sujetos no fueron seleccionados atendiendo a criterios de ocupación, lo cual está justificado porque el hecho de no trabajar puede ser una consecuencia del ictus. Por este motivo, la cantidad de tiempo que caminaban los participantes podría estar determinada no sólo por la funcionalidad del individuo sino por la restricción de movilidad causada por el puesto laboral o el entorno.

Analizando en detalle los resultados de cantidad de nuestro estudio de asociación cruzada (con un grupo control en parte activo desde el punto de vista profesional), podemos considerar el hecho de que la cantidad de actividad física que presentan los pacientes con ictus puede ser parecida a los niveles de sujetos sanos, pero sería conveniente cuestionarnos si estos **niveles son suficientes para mantener estados apropiados de salud**. En muchas ocasiones, estos pacientes reciben el alta por parte de los servicios de rehabilitación una vez han conseguido una movilidad independiente, sin tener en cuenta el hecho de que los niveles de actividad en su entorno habitual sean los apropiados para mantener o favorecer un correcto estado de salud. Así por ejemplo, Moore y colaboradores (183) sostienen que este bajo nivel de actividad debe ser considerado como objetivo terapéutico en pacientes con ictus y, teniendo en cuenta la importancia de los adecuados niveles de actividad física en la prevención primaria (273) y secundaria de las enfermedades cardiovasculares y el ictus (274), consideramos debería constituir un factor independiente a tener en cuenta en la toma de decisión del alta de estos pacientes.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

6.1.3.2 Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de distribución

En nuestro estudio de comparación entre los parámetros de distribución de sujetos sanos y de pacientes, **no se obtuvo ninguna diferencia significativa entre los grupos un año después del ictus**. El estudio transversal de Alzahrani y colaboradores (270) describió que no había diferencias en el **tiempo de sedentarismo** entre sujetos sanos y pacientes con ictus, si bien, estudiaron pacientes con una media de 2,8 años tras el ictus. Los mencionados autores concluyeron que la reducción en la actividad física después del ictus estaba ocasionada principalmente por la disminución de la frecuencia de actividad más que por la reducción del tiempo total activo.

En la misma línea, Chastin y colaboradores (275) describieron la asociación entre un **comportamiento sedentario más fragmentado** y menores índices de grasa corporal en sujetos ancianos. Por todo ello, la fragmentación del tiempo sedentario debe ser tenida en consideración a la hora de **prescribir programas de entrenamiento**. En el caso de nuestra cohorte de pacientes con ictus sería más recomendable la prescripción de romper con mayor frecuencia los periodos sedentarios para fraccionarlos en cortos periodos, es decir, “hacer poco, pero a menudo”. Además, en la elaboración de los programas de ejercicios, es fundamental adecuar también la intensidad de la actividad. En el mismo estudio de Chastin *et al.*, se describió que la ruptura del tiempo de sedentarismo no lleva necesariamente a la mejora en la calidad muscular, sino que ésta viene determinada por la intensidad de la actividad realizada en dichas interrupciones.

En relación a la variable **número de periodos de marcha**, en nuestra investigación ésta es mayor en los sujetos sanos que en aquellos con ictus, aunque, en la cohorte estudiada, no llega a alcanzar una diferencia significativa. Los resultados de Roos y colaboradores (237) sí que describieron una diferencia significativa en el número de periodos de marcha entre un grupo control sano y pacientes con ictus. Cabe destacar que estos autores seleccionaron un grupo control con individuos jubilados o prejubilados en los que la ocupación no

determinaba el tipo ni los niveles de actividad de los mismos, a diferencia de nuestra investigación, en la que parte de los sujetos sanos estaban empleados.

6.1.3.3 Interpretación de los resultados del estudio comparativo de las variables de calidad

A través de la comparación con el grupo control obtenemos un estudio más exhaustivo de los datos obtenidos en relación a las variables de calidad de la marcha. Así, en la cohorte estudiada, la **regularidad del paso y la velocidad de marcha, a pesar de mejorar a lo largo del primer año de evolución, siguen siendo significativamente peores que los encontrados en el grupo de sujetos sanos** de nuestro estudio, es decir, los sujetos con ictus presentan diferencias significativas en los parámetros espacio-temporales de la marcha incluso un año después de la lesión.

Existen ciertos estudios (57, 197, 253) en los que se afirma que se da un empeoramiento de las variables de calidad de la marcha en estadíos más avanzados del ictus. Este incremento de la asimetría de la marcha en una fase tardía podría estar relacionado con el hecho de que los pacientes tienen que afrontar un mayor número de situaciones que requieren un mayor equilibrio y/o un mayor gasto energético o pueden sufrir diferentes grados de daño musculoesquelético del miembro inferior no afecto (201, 253).

Otra posible explicación, según Hodt-Billington *et al.* (57) es que una mayor asimetría en el tronco durante la marcha puede ser el resultado de estrategias compensatorias del tronco para propulsar el miembro afecto hacia delante. En la misma línea, otros estudios (202, 269, 276) que analizaron la marcha a través de cintas de marcha o plataformas de presiones y compararon los resultados entre sujetos sanos y pacientes con ictus, describieron como el tronco de los pacientes hemipléjicos realiza un trabajo excesivo durante la elevación del miembro inferior afecto en la fase pre-oscilatoria y de oscilación que contribuye al incremento del gasto energético durante la marcha.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Centrándonos en la **velocidad de marcha**, los resultados de nuestro estudio están en concordancia con otros previos (35, 253, 254, 277), en los que se compararon datos de individuos sanos y pacientes hemipléjicos obteniéndose una velocidad menor en estos últimos respecto a los primeros, si bien en estos estudios no se empleó la acelerometría como instrumento de medida. Aunque no usaron acelerómetros, uno de ellos, la investigación de Carvalho y colaboradores (35), valoró la velocidad de marcha en tres entornos diferentes, tanto dentro de la clínica como en exteriores, a través del test cronometrado de 30 metros de marcha.

No hemos encontrado hasta la fecha otros estudios de comparación entre sanos e ictus en los que se valore la velocidad de marcha con acelerómetros en el entorno real de los sujetos, excepto en el de Mizuike *et al.* (56), en el que se estudiaron sujetos que habían sufrido un ictus de una antigüedad de tres meses o más, observándose que el grupo de pacientes tenía una velocidad significativamente menor a la del grupo de individuos sanos; se observaron también diferencias estadísticamente significativas entre los estadios III y V y IV y V de Brunnstrom dentro del grupo de pacientes.

Si observamos el resto de variables de calidad, es decir, **regularidad del ciclo, índice de simetría y ratio de simetría del paso** se aprecia que, a pesar de ser más cercanas a la normalidad en sujetos sanos que en el grupo de pacientes, las **diferencias** entre ellos **no llegan a ser significativas**. En cambio, en el estudio de Mizuike y colaboradores (56), en el que se realizó la comparación entre un grupo control y pacientes con ictus de un tiempo igual o superior a tres meses de evolución, se hallaron diferencias significativas en todas las variables y en todos los ejes del movimiento. No obstante, aunque usaron los mismos coeficientes de autocorrelación que en la presente investigación (278), estos autores emplearon otra ubicación de los acelerómetros y normalizaron los resultados de acuerdo a la velocidad de los pacientes y a la longitud media del paso de cada paciente.

Una posible explicación de la ausencia de diferencias entre grupos de nuestra investigación puede deberse precisamente a la velocidad de marcha confortable de los individuos. Algunos autores proponen que la comparación de

ciertos parámetros espaciotemporales de la deambulaci3n se realice entre sujetos con la misma velocidad comfortable de marcha (202).

Para concluir, y resumiendo este tercer bloque de interpretaci3n de los resultados obtenidos en el estudio comparativo entre el grupo de pacientes y el grupo control, podemos decir se produce una recuperaci3n notable en el aspecto cuantitativo de las variables estudiadas un a1o despu3s de haberse producido la lesi3n, con niveles similares a la normalidad. Si bien, estos resultados no est3n en concordancia con la mayor3a de estudios previos relacionados, posibles explicaciones podr3an ser componentes ambientales y del entorno y factores de ocupaci3n laboral de los sujetos, que no eran homog3neos entre grupos. Por otro lado, se observaron par3metros de distribuci3n similares en individuos sanos y pacientes, pero de nuevo, se considera que han podido influir caracter3sticas como el peque1o tama1o de la muestra o la escasa duraci3n del periodo de medida de la presente investigaci3n. Por 3ltimo, en relaci3n a las variables de calidad, persisten d3ficits en ciertos par3metros espaciotemporales de la marcha en comparaci3n con las mismas en sujetos sanos, incluso un a1o despu3s del ictus, conclusi3n similar a la de otros estudios comparativos previos en la poblaci3n con ictus.

A continuaci3n, se dedica un apartado a la discusi3n de las limitaciones de la presente investigaci3n.

6.2 Limitaciones del estudio

En primer lugar, mencionar como limitaci3n principal de nuestro estudio el **reducido tama1o de la muestra**. Nuestra investigaci3n es de tipo descriptiva y los resultados obtenidos est3n restringidos a la muestra analizada. Estudios posteriores con tama1os de la muestra ampliados ser3n necesarios para poder extrapolar los datos a poblaciones m3s extensas de sujetos con ictus. Por otro lado, se trata de una **muestra heterog3nea**, con un amplio rango de edades y diferentes caracter3sticas cl3nicas y funcionales en el momento inicial. Adem3s, no

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

se aplicó una intervención terapéutica específica, por lo que, más que un único patrón de recuperación del grupo total de pacientes, es posible que existan diferentes patrones asociados a diversos subgrupos.

En relación a los datos obtenidos en el estudio longitudinal de los parámetros de cantidad y de distribución, y como se ha mencionado anteriormente en este capítulo, la medición de 8 horas de duración puede ser considerada deficitaria según ciertos autores (211, 237, 271). La **duración de la medición** en nuestra investigación estaba **limitada** por el uso de una versión más antigua del monitor de actividad, con cables, lo que dificultaba, desde el punto de vista práctico, el registro de periodos superiores a un día. De modo que, en trabajos posteriores sería aconsejable la recogida de datos durante un tiempo de medición más prolongado (de tres días a una semana).

En el análisis de datos de las variables de calidad de la marcha, una posible limitación viene determinada por la **duración de los periodos de marcha**. Gran parte de los parámetros de calidad de nuestro estudio se basan en los coeficientes de autocorrelación descritos por Moe-Nilssen y colaboradores (174). Cuanto mayor es la señal analizada (periodo de marcha), mayor es la fiabilidad de los coeficientes obtenidos. La presente investigación, al no disponer de datos de laboratorio o artificialmente controlados, cuenta los periodos que cada paciente, de forma espontánea, realizaba en su vida diaria. En la mayoría de pacientes estos periodos eran muy reducidos durante el periodo de hospitalización (primera semana tras el ictus, T1), y también eran predominantemente cortos en otros momentos de medida, T2 y T3, en los pacientes con mayor afectación.

Además, en el estudio de correlación **no se llevaron a cabo correcciones por comparación múltiple**, ya que se hubiera reducido notablemente el poder de detectar diferencias estadísticamente significativas. Por este motivo, nuestros resultados deben ser interpretados con cautela.

Con respecto a la comparación de los resultados entre el grupo de individuos sanos y aquellos con ictus, el hecho de que no se hayan obtenido diferencias significativas en ciertos aspectos en los que se podía esperar encontrarlas, puede deberse a diferentes motivos, relacionados con los criterios de

selección del grupo control. En primer lugar, los **grupos no son homogéneos en cuanto al género**. Tal y como hemos descrito en apartados anteriores, la velocidad y ciertos parámetros de calidad de la marcha pueden estar relacionados con el sexo de los sujetos (268). En segundo lugar, en nuestra investigación había individuos activos laboralmente y otros jubilados o desempleados, por tanto, la **actividad durante las ocho horas de medición podía estar determinada por el tipo de ocupación**. Y por último, ciertos autores (202) han sugerido apropiada la comparación de determinados parámetros de la marcha, principalmente aquellos que miden características temporo-espaciales, entre individuos con la misma **velocidad de marcha**. Todo ello nos lleva a interpretar y extrapolar los resultados con prudencia y sería recomendable incorporar estos criterios a investigaciones posteriores con grupo control.

A continuación, una vez analizadas las limitaciones de la investigación, procedemos a redactar los aspectos positivos de la misma, sus fortalezas y las consecuencias y aplicaciones que de ella se derivan.

6.3 Consecuencias derivadas del estudio, aplicación y fortalezas

En este apartado, hemos estructurado las consecuencias, aplicación y fortalezas del estudio en ocho subapartados. No obstante, de forma general, podemos resumir que las principales ventajas del estudio de la marcha con acelerometría en pacientes con ictus vienen determinadas por la posibilidad de medir aspectos del funcionamiento/comportamiento físico que no pueden ser medidas con otras herramientas (por ejemplo, el aspecto de la distribución) y la capacidad de medir de forma objetiva y fiable componentes muy específicos de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, como es el calificador de desempeño/realización en el entorno habitual de los

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

sujetos y hacer todo esto de una forma viable, económicamente hablando, y sin restricciones en la movilidad de los pacientes.

1. Ventajas económicas de la acelerometría con respecto a otras formas de medición objetiva de la marcha

Han sido descritas ciertas ventajas técnicas generales del uso de la acelerometría con respecto a otras tecnologías de medición del movimiento: son más económicos que la maquinaria empleada habitualmente en el laboratorio; la medición no se restringe a entornos artificiales; los acelerómetros son de pequeño tamaño, lo que permite una marcha sin restricciones; al medir de forma directa la aceleración en las tres dimensiones del espacio elimina errores asociados a la diferenciación de los datos de desplazamiento y de velocidad (61).

La acelerometría se ha convertido en una opción muy válida como instrumento no invasivo con el que se pueden valorar el movimiento en la comunidad, la postura, las transiciones de una postura a otra y el gasto energético y, que permite además, clasificar el movimiento y su intensidad (108).

En este apartado, queremos destacar un aspecto de la acelerometría, que constituye una fortaleza importante del presente estudio con respecto a otras formas de medición objetiva de la marcha, y que es el aspecto económico.

Se estima que el ictus continuará siendo una de las principales causas de discapacidad en 2030, la atención sanitaria del ictus representa una gran carga económica en los presupuestos globales de salud, constituyendo alrededor del 3% de los costes sanitarios (279). A pesar de este elevado coste, existe un acuerdo general en la importancia de una correcta asistencia de las secuelas tras el ictus. Aunque los beneficios de la rehabilitación han sido demostrados y bien establecidos, hay una necesidad de mejorar la documentación objetiva de la recuperación física, de los programas de entrenamiento individualizados y de la eficacia de la fisioterapia. Un aspecto fundamental en la orientación del razonamiento clínico de los fisioterapeutas a la hora de diseñar una intervención terapéutica es la valoración de la ejecución motora. De acuerdo a algunos autores

(280), la implementación de programas terapéuticos requiere la precisión de medidas clínicas basadas en la identificación de patrones motores, que no se pueden obtener con las herramientas de medición tradicionales, que si bien son de gran valor, no son suficientes.

El avance de las nuevas tecnologías ha desarrollado sistemas objetivos de valoración del control postural, del equilibrio y del movimiento humano, como las plataformas de presión, la electromiografía o la viodeografía (281). Estos métodos muestran la desventaja de ser de coste elevado y precisar de medios e infraestructuras específicas de difícil aplicación en diferentes ámbitos que no sea un laboratorio específico. Además, esta tecnología requiere largos periodos de medición con personal altamente especializado. Se trata pues, de recursos que no están disponibles en la mayoría de las clínicas de rehabilitación ni en el entorno habitual del paciente, por lo que gran parte de los sujetos carecen de esta posibilidad.

En la conferencia *N.I.H. Consensus Conference* (282) se concluyó que la máxima prioridad en el futuro de la investigación del análisis de la marcha debería enfocarse a estudios relacionados con la obtención de variables eficaces con procedimiento rentables de valoración de las mismas. La acelerometría es una herramienta adecuada para la monitorización del movimiento humano sin implicar grandes costes.

2. Ventajas técnicas del monitor de actividad usado en este estudio con respecto a otros monitores de actividad

Como ha sido descrito en el capítulo de Marco Teórico, existen muchos tipos de acelerómetros. En esta sección describiremos las ventajas del monitor de actividad empleado en nuestra investigación, el denominado *Vitaport Activity Monitor* (VAM).

El VAM permite la medición de un gran número de posturas, movimientos y transferencias entre posturas con una alta resolución temporal. Estos

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

acelerómetros miden la aceleración aplicada sobre un eje sensible que puede ser usado para medir el ritmo y la intensidad del movimiento corporal en los tres ejes del espacio (anterior-posterior, mediolateral y vertical) (112). El hecho de ser sensibles a la frecuencia y a la intensidad del movimiento los hace superiores a los activímetros y podómetros, cuyas medidas están atenuadas por el impacto o inclinación (113). Los acelerómetros pueden también medir la inclinación de un determinado segmento del cuerpo (postura corporal), a diferencia de otros dispositivos de monitorización que no pueden medir características estáticas (114).

La acelerometría permite el estudio en detalle de características de las señales acelerométricas, a través de parámetros tales como la intensidad, frecuencia, estabilidad en el tiempo y fases. Por tanto, podemos examinar no sólo parámetros de cantidad sino de calidad en relación a diferentes actividades de la vida diaria de los pacientes. Tal es el caso de la marcha, de la que nuestro monitor de actividad aporta información fiable y objetiva sobre parámetros espacio-temporales.

Además, el monitor de actividad VAM ofrece la posibilidad de combinar la medida de estas variables de postura, movimiento y transferencias entre posturas con la medición simultánea de otras señales, por ejemplo la electromiografía, la frecuencia cardíaca y la ecocardiografía, enriqueciendo sustancialmente la información obtenida.

Otra ventaja importante es la capacidad de registrar datos de forma continua durante periodos de días, semanas e incluso meses. Esta capacidad de registro continua se debe en parte al bajo consumo de electricidad de los acelerómetros modernos, a diferencia de los denominados giroscopios (108).

El sucesor del VAM, denominado *VitaMove System*, tiene la ventaja de no tener cables, es más fácil de poner y quitar y no necesita dispositivo de almacenamiento de datos separado (*date logger*). Este monitor de actividad más reciente ofrece todas las ventajas del VAM con las mencionadas mejoras en relación a aspectos prácticos y de comodidad.

3. Estudio del riesgo de caídas como aplicación clínica de la acelerometría

A pesar de la recuperación funcional, al menos parcial, que se produce tras el ictus, en la gran mayoría de los supervivientes persisten déficits cognitivos, sensoriales y motores. Como consecuencia de estos déficits, las caídas son una complicación común en los pacientes con ictus (283). Las caídas son un problema de gran relevancia en esta población debido a las graves consecuencias derivadas, como son las posibles fracturas y problemas psicosociales, como el miedo a la caída, que pueden repercutir gravemente en la participación en la comunidad y en la calidad de vida.

Han sido descritos numerosos y variados factores de riesgo para las caídas, por ejemplo afectación visual, inestabilidad postural estática y dinámica, reducida movilidad en miembros inferiores, alteraciones propioceptivas, alteraciones de la marcha, daños cognitivos o medicación (284-286). Todos o algunos de estos factores pueden darse en personas que han padecido un ictus. Existen además factores de riesgo extrínsecos relacionados con el entorno cotidiano de los pacientes, por ejemplo, casas con alfombras, iluminación insuficiente, cables en el suelo, etc. (287).

Tradicionalmente, el riesgo de caída ha sido medido con test clínicos durante la marcha y en bipedestación, tales como la escala Tinetti o el test “*Timed up and go*”, además de diagnósticos globales de salud y cuestionarios. La mayoría de test clínicos son subjetivos, resultado de la observación de un fisioterapeuta o un médico. Por tanto, es importante desarrollar una forma de medida objetiva, simple y fácilmente reproducible para evaluar el riesgo de caídas. La acelerometría ofrece esta posibilidad y sería fundamental su uso tanto en el diagnóstico como en la monitorización de la marcha durante y después del proceso de rehabilitación (157).

En la presente tesis han sido descritas ciertas características extraídas de las señales acelerométricas que pueden caracterizar el patrón de marcha de los

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

sujetos, como son la velocidad de marcha, tiempo de paso y de ciclo de marcha, índices de simetría del paso y del ciclo y coeficientes de autocorrelación en los tres ejes del espacio. En ciertos estudios (153, 157, 286), estas variables han sido empleadas para discriminar la marcha en sujetos con elevado riesgo de caídas o para discriminar entre sujetos con tendencia a caerse y aquellos que no.

Por todo esto, en la actualidad, una aplicación clínica de la acelerometría de gran utilidad sería el uso de esta tecnología para medir de forma objetiva variables de la marcha que nos permitan diferenciar características de los sujetos con ictus que los hagan más propensos a sufrir una caída. Tratándose los acelerómetros de instrumentos ligeros y de pequeño tamaño, es decir, que no dificultan la marcha, se podría establecer, en primer lugar, un diagnóstico de aquellos individuos con un mayor riesgo de caída, y, en segundo lugar, monitorizar la marcha en el entorno real del paciente permitiendo identificar los factores ambientales precisos en los que se produce la caída. Es decir, los acelerómetros constituyen una herramienta relativamente económica y capaz de proveer información detallada de las características de la marcha y su entorno, en relación al riesgo de caídas de la población tras el ictus.

4. Acelerometría para la valoración de intervenciones terapéuticas específicas. Valoración consecuencias en el entorno real del paciente. Toma de decisiones terapéuticas: dosis y programas de entrenamiento

La movilidad y la marcha son objetivos fundamentales en la recuperación tras el ictus, por este motivo su monitorización puede informar a médicos y fisioterapeutas sobre la eficacia de intervenciones y terapias específicas, facilitando el análisis y comprensión de si una determinada dosis de esa intervención ha contribuido a las mejoras o cambios producidos (52). A continuación, describiremos algunas aplicaciones concretas del uso de la acelerometría en el estudio de terapias y dosificación específicas propias de la recuperación tras el ictus.

La mayoría de los pacientes con ictus tienen enfermedades cardiovasculares concomitantes, y, por tanto, podrían beneficiarse del entrenamiento aeróbico. Estudios que han examinado los efectos de dicho entrenamiento concluyen que el ejercicio realizado en la dosis e intensidad adecuada, lleva a los pacientes con ictus a alcanzar un estado cardiovascular similar a sujetos sanos adultos de su misma edad (288, 289). El elevado número de estudios que describen que la población con ictus es generalmente sedentaria, realza la importancia de elaborar programas de actividad (290). Mientras que existen trabajos, como el nuestro, donde se describen patrones de actividad, es necesario investigar los niveles diarios de actividad en relación con las respuestas cardiorrespiratorias.

Los programas de rehabilitación tradicionales parecen no cumplir de forma adecuada los objetivos cardiorrespiratorios de estos pacientes. Ha sido demostrado que la frecuencia cardíaca alcanza valores aceptables durante las sesiones de entrenamiento en la terapia, sin embargo, la duración de estos periodos es muy corta (291, 292). Esta brevedad de los periodos, unida al bajo porcentaje diario dedicado a realizar la terapia, sugiere que la demanda cardiovascular a la que son sometidos los pacientes durante la rehabilitación no es suficiente para mantener ni para mejorar la capacidad cardiorrespiratoria. Es necesaria la investigación para determinar el tipo y la intensidad de ejercicio del que los pacientes obtienen un mayor beneficio durante la terapia.

Además de esto, otro objetivo fundamental es la medición de las actividades realizadas fuera de la terapia, ya que es muy probable que sean un determinante importante en el perfil cardiovascular del paciente. Estas actividades pueden tener una profunda influencia en el estado cardiorrespiratorio, además de ser un índice importante de los cambios en la capacidad funcional durante la recuperación del paciente. De modo que el reto consistiría en valorar simultáneamente la actividad y las respuestas fisiológicas de los pacientes para poder evaluar el beneficio terapéutico de actividades específicas de la vida diaria (192).

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Si bien, encontramos artículos en la literatura que han estudiado las respuestas fisiológicas cardiovasculares de forma simultánea a la actividad de la vida diaria (51, 54, 55, 85, 234), estos estudios emplearon únicamente una medida de actividad en la comunidad a través del denominado *Step Activity Monitor*, un tipo de acelerometría que mide el número de pasos por día. Es decir, no ofrece información detallada sobre el tipo de actividad realizada por el paciente en la comunidad.

Este objetivo es posible gracias al uso de acelerómetros como los empleados en la presente investigación, ya que permiten detectar un amplio número de posturas y movimientos a la vez que se registra la frecuencia cardíaca y se puede combinar la obtención de datos con los de un electrocardiograma. Esto permitiría obtener una información, que no está disponible de otra manera para los terapeutas. Permitiendo la medición específica de la función y la intensidad de la actividad en la comunidad, promoviendo la elaboración de programas terapéuticos diarios basados en la evidencia.

Otra aplicación importante del uso de los acelerómetros en relación a la prescripción y dosificación de actividades y programas terapéuticos, sería no sólo la descripción de patrones de actividad y su intensidad, sino la descripción del patrón de interrupción de los periodos de inactividad (sedentarismo).

Numerosos estudios han descrito las ventajas de la mayor interrupción de los periodos sedentarios y de la distribución del tiempo de sedentarismo con un predominio de periodos cortos en relación a marcadores metabólicos de salud y en la prevención de complicaciones cardiovasculares secundarias al ictus (52). La acelerometría empleada en el presente estudio permite el análisis de los patrones de distribución de parámetros de actividad y sedentarismo y permitiría al terapeuta establecer objetivos concretos respecto a dosis y secuenciación temporal (número de interrupciones de sedentarismo al día, a lo largo de la mañana, la tarde, etc.) para mejorar estos patrones de forma específica.

5. Fortaleza del estudio con monitor de actividad: acelerometría como método de valoración y actuación en el entorno habitual del paciente. Diferencia de las mediciones en la clínica y en la comunidad. Participación en la comunidad como objetivo fundamental para el paciente

De forma general, podemos decir que un factor decisivo en la elección de una intervención terapéutica es la valoración del impacto en la vida real de los pacientes. Fisioterapeutas y rehabilitadores, tradicionalmente, han obtenido esta información de la observación en la clínica y del feedback (información subjetiva) de los pacientes. El tipo de monitor de actividad descrito en la presente investigación permite complementar los datos resultantes de la observación directa del paciente, cuestionarios y entrevistas con datos objetivos procedentes de la monitorización de las diferentes actividades. La acelerometría supone por tanto, una “ventana de observación” en la casa y en la comunidad. Es una herramienta que permite capturar el nivel de actividad y el cumplimiento de los ejercicios prescritos, facilita la valoración de ciertos efectos de la medicación en pacientes crónicos y valorar la capacidad de realizar determinadas actividades motoras (293).

Ensayos clínicos sobre programas de ejercicios de rehabilitación específicos tras el ictus han demostrado mejoras sustanciales en medidas clínicas, pero no han estudiado las repercusiones de estas ganancias en el entorno habitual del paciente (294-296). Un estudio de Mudge y colaboradores (232) estudió la eficacia de un programa de entrenamiento basado en un circuito de ejercicios para mejorar la resistencia y valoraron tanto parámetros clínicos como variables de actividad e intensidad en la comunidad medidas con un monitor de actividad, y concluyeron que, aunque se producía una mejora en los primeros, no se daba en las segundas.

En la misma línea, un estudio en pacientes cardíacos llevado a cabo por van den Berg-Emons y colaboradores (297) demostró que un programa de entrenamiento aeróbico resultó en mejoras clínicas pero no se produjo un cambio en la actividad física en el entorno habitual de los pacientes. Los acelerómetros

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

constituyen por tanto un instrumento de gran potencial para la valoración de los efectos reales de intervenciones terapéuticas en el ambiente cotidiano del paciente tras el ictus.

La marcha en la comunidad ha sido definida como la movilidad independiente fuera de la casa, incluyendo la habilidad de caminar con seguridad sobre terrenos irregulares, lugares privados, centros comerciales y otros sitios públicos (46). Para conseguir estos objetivos de forma segura y eficiente un individuo debe ser capaz de caminar en exteriores determinadas distancias en un tiempo razonable (298). Aspectos físicos del entorno pueden facilitar o impedir los niveles individuales de actividad. Además, las características físicas del entorno pueden cambiar constantemente y la habilidad de caminar debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse a dichos cambios, es decir, el comportamiento motor se debe adaptar para proporcionar autonomía al individuo.

Un estudio cuantitativo (299) mostró que la pérdida de la marcha autónoma, especialmente en exteriores, era uno de los aspectos más incapacitantes para los sujetos que habían sufrido un ictus. Lord y colaboradores (46) describieron que la capacidad para “salir por ahí ” en la comunidad era considerada fundamental o muy importante por el 75% de los pacientes con ictus. Hay numerosos factores que han sido descritos como determinantes en la marcha en la comunidad, como son la velocidad de marcha, la resistencia aeróbica y otros factores físicos, cognitivos y psicológicos, tales como la falta de confianza y el miedo, el apoyo social, la fatiga y la depresión (55, 300).

Tomamos como ejemplo la velocidad de marcha, que es considerada un elemento relevante para conseguir la deambulación independiente en la comunidad (46). Este parámetro se mide con frecuencia en la clínica, pero no está claro hasta qué punto su medición en entornos artificiales puede predecir la velocidad en la comunidad. El estudio de Donovan y colaboradores (187) describió diferencias significativas, pero sin relevancia clínica en la medición de la velocidad en diferentes entornos y propusieron el test de 6 minutos de marcha como medida más fiable para predecir la velocidad de marcha de pacientes con ictus en la comunidad. En cambio, en la investigación de Taylor *et al.* (255)

concluyeron que la velocidad medida en la clínica difería de aquella registrada en la comunidad, habiendo además diferencias en relación a características de los pacientes, como la velocidad de marcha confortable de cada individuo. Describieron que aquellos sujetos que en la clínica tenían una velocidad de marcha igual o superior a 0,8 m/s tenían valores similares de velocidad en la clínica y en la comunidad; sin embargo, en aquellos que caminaban a menos de 0,8 m/s la velocidad de marcha en la comunidad podía ser sobreestimada a través del test de 10 metros de marcha. En estos estudios, se emplearon instrumentos de medida convencionales para obtener la velocidad, como el test de 6 minutos y de 10 metros de la marcha. Si esta misma variable se mide con acelerómetros, podemos estudiar de forma más certera y precisa la velocidad de deambulación de los pacientes con ictus fuera de la clínica, tanto en casa como en la comunidad. Con muestras suficientes de pacientes, se podrían establecer mejor la velocidad mínima requerida para un determinado nivel de participación en la comunidad y marcar así objetivos terapéuticos específicos adaptados a las necesidades individuales de los pacientes.

Otro factor que se ha considerado importante en la consecución de una deambulación independiente en la comunidad es la resistencia aeróbica, relacionada la distancia que el individuo es capaz de recorrer. A pesar de que algunos estudios (301) indican que la resistencia aeróbica puede ser menos determinante que otros factores en la deambulación en la comunidad, presumiblemente, la habilidad de caminar distancias razonables contribuye a una deambulación más satisfactoria (46). Son necesarias investigaciones en las que se determinen los niveles óptimos de resistencia y fitness necesarios para la marcha confortable en la comunidad. Esta constituye una de las aplicaciones del monitor de actividad empleado en nuestra investigación, que permite medir en la comunidad tanto la frecuencia cardíaca como la combinación de datos obtenidos con acelerómetros y electromiografía.

En conclusión, la acelerometría constituye una buena herramienta de detección precoz de posibles inconvenientes o facilitadores en la deambulación independiente de un individuo (60). Esta detección podría permitir a los sujetos

con ictus alcanzar una autonomía en la comunidad de forma más precoz y con mayor seguridad.

6. Aplicación de los acelerómetros como sensor para detectar el contacto de talón en el uso de dispositivos de estimulación eléctrica funcional en pacientes con ictus

Desde los años 60, la estimulación eléctrica funcional del nervio peroneo ha sido empleada para corregir el arrastre del pie hemipléjico durante la fase de oscilación de la marcha. Al favorecer la dorsiflexión del tobillo, se reducen compensaciones como la circunducción de la cadera u otros mecanismos compensatorios que confieren inestabilidad a la marcha. Ha sido demostrada la utilidad de este tipo de dispositivos en la mejora de la velocidad de marcha, la longitud del paso del lado afecto, la fuerza muscular, la coordinación motora y el equilibrio (133).

Cualquier dispositivo de estimulación eléctrica funcional, para su correcto funcionamiento, necesita un sensor para detectar cuando debe ser desencadenado el estímulo. Tradicionalmente se empleaban sensores en la planta del pie que detectaban el cambio de presión. No obstante la fiabilidad de estos sensores estaba reducida por la detección de fuerzas ligeras incluso durante la fase de oscilación y en pacientes que presentaban un cierto grado de arrastre del pie (254). También han sido usados interruptores de mano para desencadenar el estímulo, pero esto aumentaba la demanda atencional de los pacientes durante la marcha, dificultando la capacidad de los pacientes para caminar sobre terrenos irregulares o con obstáculos, donde aumentaba la probabilidad de perder el equilibrio y caer.

Algunos autores (133, 189) proponen el uso de acelerómetros en el tronco o en el muslo del paciente como el medio más eficaz y estético (en comparación con otros métodos empleados con anterioridad) para detectar el contacto del talón de la pierna afectada y desencadenar el correcto mecanismo de los aparatos de estimulación eléctrica funcional, e incluso, al ser capaces de detectar la velocidad

de la marcha, se puede emplear ésta como otro imput para controlar la intensidad del estímulo.

7. Aplicación de la acelerometría para la valoración del uso de ayudas ortésicas para la marcha en la comunidad

Un aspecto fundamental y de gran complejidad en el proceso de recuperación de la marcha hemipléjica es la toma de decisiones en relación al uso y tipo de ortesis, y a la valoración de los efectos de las mismas en la marcha de estos pacientes. La acelerometría, tal y como ha sido descrita en esta investigación, ha sido probada en numerosos estudios como una herramienta válida para describir parámetros temporo-espaciales de la marcha y para describir con precisión patrones y variables de calidad de la misma. Por tanto, una aplicación de esta tecnología podría ser su uso para medir de forma objetiva las consecuencias del uso de un determinado tipo de ortesis (diferentes modelos de antiequinos) o ayudas para la marcha (bastón, muleta) en el entorno real del paciente. Y no sólo en relación al estudio de parámetros de calidad, sino a las repercusiones del uso o no de dispositivos ortésicos en aspectos de cantidad, distribución y velocidad de la marcha.

Es decir, en un paciente concreto, a través de la medición con acelerómetros, se podría determinar si el uso de un determinado dispositivo de ayuda para la marcha supone una mejora real en cómo camina en la comunidad, si supone un aumento en el porcentaje total de tiempo dedicado a actividades como la bipedestación o la marcha, si permite interrumpir con más frecuencia los periodos de sedentarismo, si consigue realizar periodos de marcha de mayor duración o si puede recorrer la misma distancia en menos tiempo.

Investigaciones recientes, como los de Bethoux y colaboradores (302) y van Swigchem *et al.* (303), comparan, a través de la medición de parámetros de marcha en el laboratorio, los efectos del uso de un aparato de estimulación eléctrica funcional y dispositivos ortésicos antiequino en pacientes con ictus. No hemos encontrado artículos en la literatura que realicen este tipo de análisis

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

midiendo la marcha real en la comunidad, y consideramos que es una aplicación de gran utilidad para fisioterapeutas y profesionales relacionados con esta toma de decisiones en el proceso rehabilitador.

Otros dispositivos de ayuda para la marcha, tales como las muletas o los bastones pueden mejorar la independencia en la ejecución de tareas de movilidad. A menudo, se prescriben estas ayudas a pacientes con ictus. Los profesionales de la rehabilitación pueden encontrarse con dos problemas fundamentales. El primero, que estos dispositivos de ayuda sean infrutilizados por los usuarios e incluso abandonados. Otro, es que el uso de dichas ayudas repercute en el desarrollo de mecanismos compensatorios que empeoren la calidad de la marcha, pudiendo llevar como consecuencia a una menor eficacia energética y a una reducción en la actividad de los pacientes. En ambos casos, sería fundamental la creación de evidencia científica, con validez ecológica, relacionada con el estudio de las complejidades inherentes al uso de estos dispositivos en la vida real, identificando marcadores que permitan capturar el uso de estas ayudas y su repercusión en la marcha. En el estudio de Boissy y colaboradores (304) usaron acelerómetros y giroscopios para analizar el uso del bastón y el contexto en el que era usado.

8. Pertinencia clínica extrapolable a nuestro sistema sanitario

A la vista de las consecuencias derivadas del estudio y de sus potenciales aplicaciones clínicas descritas, dedicaremos un último apartado a la pertinencia clínica extrapolable a nuestro sistema de salud. Para resumir, podemos decir que una de las consecuencias fundamentales de esta investigación viene determinada por las aplicaciones derivadas de la acelerometría como medio de monitorización de la marcha en la población con ictus, como son: método económico con respecto a otros instrumentos de medición objetivos; fiable, preciso y objetivo, que permite valorar la marcha en diferentes entornos en los que se desenvuelve el paciente, incluidas la casa y la comunidad, sin restricciones mecánicas; es una

herramienta útil en la monitorización de las caídas en el entorno habitual del paciente, estudio de las barreras y facilitadores de las mismas y determinación del riesgo de caídas; ofrece la posibilidad de evaluar objetivamente el uso de dispositivos y ayudas ortésicas para la marcha en el ambiente cotidiano de los pacientes y su repercusión en la participación y el desempeño en la comunidad y, por último, destacar que permite valorar las consecuencias reales de intervenciones terapéuticas específicas en el entorno habitual del paciente, y contribuir así a la toma de decisiones terapéuticas en relación a la dosificación y elección de programas de entrenamiento individualizados.

Estas aplicaciones adquieren una especial relevancia en la atención sanitaria del perfil de paciente descrito como sociosanitario, en el que se incluye el paciente con ictus. La fisioterapia está incardinada en los distintos niveles de salud (Atención Primaria y Especializada), sin olvidar que las aportaciones de ésta al ámbito extrahospitalario y comunitario, suponen una importante vía de desarrollo profesional que beneficia, cada vez más, a la sociedad. La fisioterapia se desarrolla en el contexto de un modelo biopsicosocial en el que el análisis de la relación de una determinada condición de salud con el entorno y la valoración de los distintos niveles de participación del individuo en la búsqueda de la máxima autonomía funcional posible, es uno de los ejes fundamentales de nuestra profesión.

En este contexto, la acelerometría ofrece a la fisioterapia una ventana de monitorización de la marcha de los pacientes con ictus en el entorno del hogar y la comunidad, es decir, un modo de observación directa en los niveles de participación y autonomía de esta población. Es decir, los acelerómetros permiten desarrollar el primer paso en la actuación de la fisioterapia comunitaria, constituido por la valoración en el entorno biopsicosocial del paciente, abriendo una comunicación fundamental entre profesionales y usuarios.

Un aspecto crucial para sustentar el razonamiento clínico en fisioterapia y para el desarrollo de intervenciones terapéuticas es la valoración de la ejecución motora. La implementación de programas terapéuticos requiere mediciones precisas basadas en la identificación de patrones motores, que no se pueden

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

obtener de las herramientas de valoración tradicionales. La valoración estandarizada clínica realizada a través de las cualidades observacionales del fisioterapeuta, aunque son de gran valor, son insuficientes para medir ciertas características cuantitativas, como por ejemplo, la coordinación entre segmentos corporales, la calidad y regularidad del movimiento. Además, están sujetas al error del observador y sesgo personal y limitado a la sensibilidad de la percepción visual humana. La acelerometría es un método objetivo de valoración que supera estas limitaciones y que tiene un gran potencial para contribuir a la creación de programas de fisioterapia para mejorar la calidad de vida y la autonomía real de los pacientes con ictus.

Otro aspecto importante a tener en cuenta en la aplicación de la acelerometría en nuestro sistema de salud es la formación de personal sanitario en el uso de esta tecnología. Considerando que la monitorización de la actividad motora no es en la actualidad un instrumento estandarizado en las instituciones sanitarias de nuestro país, no existen estudios de coste-efectividad de tecnologías como la acelerometría. No obstante, si comparamos la acelerometría con otros métodos de medición de la marcha objetivos, como las plataformas de presión y las alfombras y cintas de análisis de marcha en el laboratorio, es evidente que el nivel de especialización y formación por parte de los profesionales de estos últimos es mucho mayor.

Los acelerómetros son instrumentos de uso sencillo, de fácil colocación y adaptación al paciente. Si bien es cierto, que es necesaria una correcta formación de los profesionales en el análisis y manejo de los datos obtenidos y en la interpretación clínica de los mismos, el nivel requerido es inferior al de otros métodos de análisis de la marcha.

En nuestro sistema sanitario, en el que los instrumentos objetivos y fiables de valoración de la marcha son muy escasos o inexistentes en los servicios de atención a pacientes con ictus, la acelerometría puede ofrecer una oportunidad de integración de tecnologías de medición rentable, una alternativa a los caros y complejos métodos objetivos empleados en ambientes artificiales.

6.4 Prospectiva de la investigación

El presente trabajo, como estudio descriptivo de una cohorte de pacientes, es de relevancia científica en la comprensión y conocimiento que se derivan de sus resultados, en relación a la recuperación de diferentes aspectos de la marcha durante el primer año tras el ictus en el entorno habitual de los pacientes, a las relaciones que se establecen entre ellos y a la comparación de estos datos con los de individuos sanos de referencia. Los resultados principales de nuestra investigación han sido publicados en la **revista científica internacional** *Journal of Rehabilitation Medicine* (305).

Por otro lado, cabe destacar la relevancia clínica de este proyecto por su aportación potencial a un concepto clave en la actualidad, como es el **espacio sociosanitario**. Éste se entiende como el sistema de atención sanitaria y social que precisan los pacientes con ictus, de forma simultánea e integrada, para obtener sinergias que mejoren su estado. Existe por tanto, una preocupación por estudiar modelos de sistemas de salud que afrontan el cambio de perfil del usuario sociosanitario. Hay ciertos elementos comunes a estos diferentes modelos y, destacamos varios de ellos muy relacionados con el tema de nuestra investigación.

Un factor de éxito identificado para la creación del espacio sociosanitario es la **segmentación cuidadosa de la población**. Desde esta perspectiva, hay abordajes comunes, pero no una receta universal para toda la población con ictus, luego es fundamental segmentar e identificar bien las necesidades de diferentes grupos y subgrupos para adaptar el cuidado que se presta a las necesidades individuales. En este sentido, el estudio acelerométrico propuesto desde nuestra investigación, permite clasificar con precisión diferentes subgrupos de pacientes. Como se ha mostrado, éstos pueden presentar mejoras en la cantidad de tiempo que caminan, pero pueden no estar acompañadas de una recuperación en los parámetros de calidad o distribución. Es decir, nos ofrece un amplio abanico de mediciones representativas del carácter multidimensional del déficit en la marcha y se pueden por tanto, establecer objetivos muy específicos para cada grupo de población y su perfil de necesidad.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Otro factor relevante en la creación del espacio sociosanitario es el uso de **tecnologías de la información**, que favorece la comunicación del seguimiento entre los profesionales y los usuarios en su domicilio. El uso de la acelerometría con este objetivo abre una excelente posibilidad de optimización de los servicios sociosanitarios, ya que, además se trata de una tecnología que ha experimentado un crecimiento cualitativo y cuantitativo y una disminución sustancial de su coste.

En relación al aspecto económico, un objetivo fundamental de la fisioterapia es aportar, desde su parcela de conocimiento, las estrategias en salud para mejorar la autonomía y funcionalidad del paciente con ictus, que requiere la mayor y mejor distribución de recursos públicos posible. Así una importante línea de trabajo que se deriva de nuestra investigación sería la de los **estudios de coste-efectividad** sobre el uso de acelerometría como método de valoración de la marcha en el entorno habitual de los pacientes y en relación a actuaciones de fisioterapia específicas. Desde esta perspectiva se logrará el éxito en la creación de recursos realmente necesarios a disposición del paciente con ictus (paciente sociosanitario).

Muy en relación con este modelo de atención, y con gran repercusión en el momento actual, destacamos el **sistema de clasificación ofrecido por la CIF**. Uno de los objetivos de la CIF es establecer un lenguaje común para describir la salud y los estados relacionados con ella, para mejorar la comunicación entre profesionales sanitarios, investigadores, diseñadores de políticas de salud y la población general. La acelerometría en el estudio de la marcha, ofrece un modo de valoración que puede ser estandarizado y entendido por los diferentes profesionales en cualquier país del mundo. A diferencia de los test y cuestionarios que tradicionalmente se han empleado en el estudio de la marcha y la participación en la vida diaria de los pacientes con ictus, los acelerómetros son **instrumentos de medida objetivos, válidos, fiables y aplicables en diferentes culturas y países**. El uso de esta tecnología permite la comparación de datos entre países, entre disciplinas sanitarias y entre los diferentes servicios y podría proporcionar un esquema de codificación sistematizado para ser aplicado en los sistemas de información sanitaria.

Además, el tipo de información que provee la acelerometría aporta datos a los dos pilares fundamentales sobre los que se estructura la CIF, que son: los componentes de **“funcionamiento y discapacidad”** y los **“factores contextuales”**. En el caso de nuestra investigación y en relación al primer pilar, la acelerometría provee información sobre aspectos del “funcionamiento y discapacidad” de la marcha de los pacientes con ictus, tales como los parámetros espacio-temporales, y, en relación al segundo pilar, los “factores contextuales”, la medición se realiza en el contexto comunitario de estos pacientes, por lo que aporta una valiosa información sobre estos factores en el entorno habitual de los pacientes.

Es decir, la acelerometría, tal y como ha sido descrita en esta investigación, constituye una herramienta de gran utilidad al servicio de la CIF. Futuras investigaciones podrían emplear este tipo de acelerometría en el análisis de **otros “constructos” de interés de la CIF**, la relación entre éstos o la determinación de factores pronósticos en la recuperación de la marcha tras el ictus.

Otra línea de investigación derivada de nuestro estudio y que consideramos de interés, sería la monitorización de la marcha con acelerómetros no sólo en estudios meramente descriptivos de evolución de la marcha, sino también en la **aplicación específica para la valoración de determinadas intervenciones, seguimiento y decisiones terapéuticas fundamentales para la fisioterapia comunitaria** en el proceso de recuperación tras el ictus.

Así por ejemplo, destacamos líneas de estudio de la acelerometría en la **determinación del riesgo de caídas** en el entorno cotidiano del paciente y la individualización de factores ambientales y personales que las favorecen; su uso en la valoración y **toma de decisiones terapéuticas en el empleo de diferentes dispositivos ortésicos** y de ayuda de la marcha, medido en el medio real donde los pacientes llevan a cabo las actividades de la vida diaria, y **valoración de intervenciones de fisioterapia** específicas y aspectos relacionados con la dosificación y frecuencia de las mismas.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

Por último, destacaremos ciertos **aspectos en relación a cuestiones de la metodología** que, a partir de la experiencia de nuestra investigación, se podrían mejorar en futuros proyectos. Se considera interesante el desarrollo de **estudios longitudinales** que describan la recuperación de la marcha después del ictus empleando medidas de valoración en el entorno real del paciente. En este aspecto, cabe destacar que son necesarios diseños de seguimiento de una cohorte en los que el periodo de estudio sea igual o superior a un año, puesto que se trata de secuelas que se cronifican en la mayoría de los casos, se considera relevante su estudio a largo plazo.

Otra cuestión metodológica fundamental sería el desarrollo de investigaciones similares con un **mayor tamaño de la muestra**. De este modo, los resultados serían extrapolables a un sector más amplio de la población con trastornos en la marcha tras un ictus. Futuros estudios podrían además considerar la posibilidad de **analizar subgrupos de pacientes** con ictus con características clínicas y funcionales similares, para determinar patrones de comportamiento de la marcha en los diferentes subgrupos.

Con las posibilidades actuales de la versión sin cables del monitor de actividad empleado en esta investigación sería aconsejable estudiar **periodos de entre tres días y una semana en cada uno de los momentos de medida**, hecho especialmente recomendable en el estudio de las variables de distribución de la marcha.

Otro aspecto a destacar en la prospectiva de esta investigación sería la necesidad de realizar estudios que empleen la **comparación con un grupo control de individuos sanos de referencia teniendo en cuenta una serie de consideraciones**. En este sentido, sería idónea la homogenización de las características no sólo de edad, sino también de género y actividad profesional. Y en el caso de comparar parámetros espaciotemporales de la marcha, también sería apropiado seleccionar individuos con velocidades confortables similares de deambulación.

7. CONCLUSIONES

7 CONCLUSIONES

7.1 Conclusiones en español

1. En la cohorte estudiada, la recuperación más notable de los parámetros de cantidad se produjo entre la primera semana y el tercer mes tras el ictus, estabilizándose en el periodo posterior hasta el año.
2. Las variables de distribución, en la muestra estudiada, no mostraron cambios significativos durante el año de seguimiento, pero sí que mejoraron el número de periodos de marcha y variables de cantidad como el tiempo de marcha y de sedentarismo en los primeros tres meses después de la lesión. Estos sujetos, a pesar de ser más activos, pueden continuar presentando limitaciones en la participación, ya que no son capaces de caminar durante periodos lo suficientemente largos para realizar determinadas tareas.
3. En relación al comportamiento de sedentarismo, la cohorte estudiada experimentó una disminución significativa en el tiempo sedentario total desde la primera semana al tercer mes. No obstante, el patrón de acumulación de este tiempo no se modificó.
4. La recuperación de los parámetros de calidad de la marcha en la muestra estudiada se produce de una forma más lenta y, en líneas generales, no significativa a lo largo del primer año tras el ictus. Esta divergencia de patrones de recuperación encontrados entre el aspecto de cantidad y calidad de la marcha, sumados al hecho de la débil o nula correlación encontrada entre dichas variables y al diferente nivel de recuperación al compararlo con los datos de individuos sanos pueden tener implicaciones relevantes en la clínica.
5. La fuerte relación encontrada entre la dimensión cuantitativa y la velocidad de marcha, en oposición a la débil hallada entre la simetría y la velocidad de marcha,

CONCLUSIONES

ponen de manifiesto que, si bien la velocidad ha sido considerada tradicionalmente de relevancia en la recuperación tras el ictus, ésta puede indicar mejoras en la cantidad de tiempo que caminan los pacientes pero no en la calidad con la que lo hacen.

6. Al comparar los datos obtenidos en el grupo control y los de los pacientes un año después del ictus, se observó que las variables de cantidad alcanzaron valores cercanos a aquellos de individuos sanos de la misma edad. Sin embargo, el patrón de la marcha continuaba alterado y el comportamiento sedentario no experimentó cambios.

7.2 Conclusiones en inglés (*Conclusions*)

1. In the study cohort, the most notable recovery of amount outcomes occurred between the first week and the third month after stroke, levelling off during the last nine months.
2. Distribution outcomes in our group of patients showed no significant changes throughout the follow-up period, except for the number of walking periods which increased significantly during the first three months. Other amount outcomes, such as walking time and sedentary time improved significantly from the first week to the third month post-stroke. These patients, in spite of being more active, may still show some limitations in participation, because they are not able to walk during long periods enough to carry out certain tasks in the community.
3. With regard to sedentary behavior, the studied cohort showed a significant decrease in total sedentary time between the first week and the third month following stroke. However, the pattern of accumulation of sedentary time did not change throughout the measured period.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

4. The recovery of quality outcomes was steady and, overall, not significant during the first year after stroke. The divergence found between quantity and quality patterns of recovery, plus the weak correlation found between these two aspects and the different levels of recovery that they reached as compared to data in healthy individuals may have relevant clinical implications.
5. The strong correlation found between the amount dimension and gait speed contrary to the weak relationship found among gait symmetry and walking speed suggest that, even if gait speed has been considered relevant in ambulation recovery, it may be an indicator of the amount of time that patients walk but not the way they do it (gait quality).
6. For this cohort, the recovery of the amount of walking reached levels close to that of age-matched healthy-levels. However, the pattern of walking was still altered and sedentary behavior unchanged.

8. RESUMEN

8 RESUMEN

8.1 Resumen en español

INTRODUCCIÓN: La elevada incidencia del ictus, la frecuente cronicidad de sus secuelas y el impacto económico de la discapacidad provocada por el mismo ponen de manifiesto la necesidad de desarrollar una fisioterapia neurológica comunitaria respondiendo a criterios económicos, sociales y de salud. Desde la fisioterapia, la valoración de la marcha tras el ictus se caracteriza por estar restringida al ámbito clínico, por la subjetividad y por la falta de fiabilidad. Los acelerómetros ofrecen la posibilidad de monitorizar el movimiento en la comunidad de un modo objetivo, preciso, fiable, de bajo coste y sin ofrecer restricciones mecánicas para la deambulación. A pesar de los beneficios de la acelerometría, muy pocos estudios la han empleado para analizar en detalle diferentes aspectos del comportamiento durante la marcha tras el ictus.

OBJETIVOS: Describir la recuperación de la marcha, en términos de cantidad, distribución y calidad de la misma a lo largo del primer año tras la lesión; analizar las correlaciones entre las variables de estudio y comparar los resultados obtenidos un año después del ictus con los del grupo control.

MATERIAL Y MÉTODO: *Diseño:* para responder al primer objetivo se empleó un diseño longitudinal de seguimiento de la cohorte durante un año, para responder al segundo, se realizó un estudio descriptivo correlacional y para el tercero, un estudio de asociación cruzada. *Muestra:* 23 pacientes con ictus, reclutados con muestreo no probabilístico de conveniencia, y 20 sujetos sanos. *Intervención:* Se realizaron mediciones con acelerometría en la 1ª, la 12ª y la 48ª semana tras el ictus (T1, T2 y T3, respectivamente) y en un único momento en el grupo de individuos sanos, en el entorno habitual de los sujetos durante ocho horas al día, desde las 10 de la mañana hasta las 6 de la tarde. *Variables de*

estudio: las variables de cantidad eran el tiempo de marcha, en bipedestación, en sedestación, en decúbito y de sedentarismo; los parámetros de distribución estaban constituidos por la duración media, el número y el coeficiente de variación de los periodos de marcha y el exponente de sedentarismo, y las variables de calidad fueron la regularidad del paso, la regularidad del ciclo, el índice de simetría, el ratio de duración del paso y la velocidad de marcha.

RESULTADOS: El tiempo de marcha, de bipedestación, de sedentarismo y el número de periodos de marcha se incrementó de T1 a T2 ($p < 0,01$) estabilizándose los últimos seis meses ($p > 0,58$). El resto de variables de distribución no experimentaron cambios significativos a lo largo del año ($p > 0,30$). La regularidad del ciclo longitudinal, el índice de simetría longitudinal y la velocidad de marcha mejoraron desde el momento inicial hasta el año tras la lesión ($p < 0,05$). Se obtuvieron correlaciones moderadas-altas entre el tiempo en bipedestación y el número de periodos de marcha, entre tiempo de marcha y duración media de los periodos de marcha, entre el tiempo de marcha y la velocidad y entre la regularidad del paso y la velocidad de marcha. En T3, las variables de cantidad (a excepción del tiempo en decúbito y de sedentarismo) y las de distribución alcanzaron niveles similares a los del grupo control, mientras que la regularidad del paso y la velocidad de marcha mostraban diferencias significativas ($p < 0,02$).

CONCLUSIONES: Las dimensiones de la marcha estudiadas en esta cohorte mostraron diferentes patrones de recuperación tras el ictus y alcanzaron niveles desiguales al compararlos con el grupo de individuos sanos de referencia. A través de la descripción de aspectos como la cantidad, distribución y calidad de la deambulación en personas con ictus, los fisioterapeutas podrán incrementar su conocimiento sobre la patología del paciente y ajustar de forma precisa e individualizada los objetivos, la dosificación y elección del tratamiento en el entorno habitual de los pacientes.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

PALABRAS CLAVE: acelerometría, marcha, ictus, actividades de la vida diaria

8.2 Resumen en inglés (*Abstract*)

INTRODUCTION: The high incidence, chronic sequelae and economic impact of stroke highlights the need to develop a neurological physiotherapy in the community, according to financial, social and health purposes. Physical therapy gait assessment has commonly been performed in clinical standardized settings, with subjective tools. Accelerometers offers the possibility of monitoring human movement objectively in the community, with some advantages including the low-cost, high accuracy and reliability and their small size which enables subjects to walk relatively unrestricted. In spite of the benefits of accelerometry, only a few studies have comprehensively examined different aspects of walking behavior among stroke patients.

OBJECTIVES: The purpose of this study was to describe the course of different dimensions of walking behaviour, in terms of amount, distribution and quality, over a period of one year following stroke, using accelerometry; to explore the mutual relationships between main outcomes measures, and to compare the patient data one year after stroke with a healthy group.

METHODS: *Design:* related to the first objective, we performed a one-year follow-up cohort study, in relation with the second objective the design was a correlational study and, with regard to the third objective, we used a repeated-measures design. *Participants:* A total of 23 stroke patients, recruited with a non-probability convenience sampling, and 20 age-matched healthy subjects were included in the study. *Intervention:* Accelerometer assessments were made in the participants' daily environment for 8 h/day during the 1st (T1), 12th (T2) and 48th (T3) weeks after stroke, and at one time-point in healthy subjects. *Main outcomes*

measures: percentage of time walking, time upright, time sitting, time lying and sedentary time (amount aspect); mean duration and number of walking periods, walking coefficient of variation and sedentary exponent (distribution aspect), step and stride regularity, step and stride symmetry, step-time ratio and walking speed (quality aspect).

RESULTS: Time walking, time upright and number of walking bouts increased during T1 and T2 ($p < 0.01$), and then levelled off ($p > 0.58$). The rest of distribution variables showed no significant improvements ($p > 0.30$) during all phases. Stride regularity longitudinal, gait symmetry longitudinal and gait speed increased significantly from T1 to T3. Moderate to high correlations were found between upright time and number of walking periods; walking time and mean duration of walking periods; walking time and gait speed and between step regularity and gait speed. At T3, amount and distribution variables (except for time lying and sedentary time) reached the level of the healthy group, but significant differences remained ($p < 0.02$) in step regularity and gait speed.

CONCLUSIONS: In this cohort, different outcomes of walking behavior, represented by amount, distribution and quality parameters of gait, showed different patterns and levels of recovery during the first year post-stroke. Describing these aspects of walking may help physical therapists to understand stroke patients' motor problems, to establish tailored therapeutic objectives and to choose the appropriate dose and treatment in patients' natural environment.

KEY WORDS: accelerometry, gait, stroke, daily living activities.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Puga González D, Abellán García A. El proceso de discapacidad :un análisis de la encuesta sobre discapacidades, deficiencias y estado de salud. Madrid: Fundación Pfizer; 2004. 210 p.
2. Martínez-Vila E, Irimia P. The cost of stroke. *Cerebrovasc Dis.* 2004;17 Suppl 1:124-9.
3. Spieler JF, Lanoë JL, Amarenco P. Costs of stroke care according to handicap levels and stroke subtypes. *Cerebrovasc Dis.* 2004;17(2-3):134-42.
4. Hervás-Angulo A, Cabasés-Hita JM, Forcén-Alonso T. [Costs deriving from strokes from a social perspective. A retrospective incidence approach with a follow-up at three years]. *Rev Neurol.* 2006;43(9):518-25.
5. Wolfe CD. The impact of stroke. *Br Med Bull.* 2000;56(2):275-86.
6. Caro JJ, Huybrechts KF, Duchesne I. Management patterns and costs of acute ischemic stroke : an international study. For the Stroke Economic Analysis Group. *Stroke.* 2000;31(3):582-90.
7. Martín R, Gómez R, Alberdi M, Matías-Guiu J. [An approach to hospital costs of cerebrovascular accidents]. *Rev Neurol.* 1995;23(120):304-6.
8. Carod-Artal FJ, Egido-Navarro JA, González-Gutiérrez JL, Varela de Seijas E. [Direct cost of cerebrovascular disease during the first year of follow-up]. *Rev Neurol.* 1999;28(12):1123-30.
9. Martínez-Vila E, Irimia P, Urrestarazu E, Gállego J. El coste del ictus. *Anales Sis San Navarra.* 2000;23:33-8.
10. Díaz-Guzmán J, Egido-Herrero JA, Gabriel-Sánchez R, Barberà G, Fuentes B, Fernández-Pérez C, et al. [Incidence of strokes in Spain. Methodological foundations of the Iberictus study]. *Rev Neurol.* 2008;47(12):617-23.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

11. Medrano MJ, Boix R, Cerrato E, Ramírez M. Incidencia y prevalencia de cardiopatía isquémica y enfermedad cardiovascular en España: revisión sistemática de la literatura. *Rev Esp Salud pública*. 2006;80(1):5-15.
12. Matías-Guiu J. [Epidemiological research on stroke in Spain. Population-based studies or use of estimates from the minimum basic data set?]. *Rev Esp Cardiol*. 2007;60(6):563-4.
13. Feigin VL, Lawes CM, 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.
14. Evers SM, Goossens ME, Ament AJ, Maarse JA. Economic evaluation in stroke research. An introduction. *Cerebrovasc Dis*. 2001;11(2):82-91.
15. Ebrahim S, Holloway RG, Benesch CG. Systematic review of cost-effectiveness research of stroke evaluation and treatment. *Stroke*. 1999;30(12):2759-68.
16. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Acute stroke care and rehabilitation: an analysis of the direct cost and its clinical and social determinants. The Copenhagen Stroke Study. *Stroke*. 1997;28(6):1138-41.
17. Taylor TN, Davis PH, Torner JC, Holmes J, Meyer JW, Jacobson MF. Lifetime cost of stroke in the United States. *Stroke*. 1996;27(9):1459-66.
18. Holloway RG, Benesch CG, Rahilly CR, Courtright CE. A systematic review of cost-effectiveness research of stroke evaluation and treatment. *Stroke*. 1999;30(7):1340-9.
19. Evers SM, Struijs JN, Ament AJ, van Genugten ML, Jager JH, van den Bos GA. International comparison of stroke cost studies. *Stroke*. 2004;35(5):1209-15.
20. Bergman L, van der Meulen JH, Limburg M, Habbema JD. Costs of medical care after first-ever stroke in The Netherlands. *Stroke*. 1995;26(10):1830-6.
21. Persson U, Silverberg R, Lindgren B, Norrving B, Jadbäck G, Johansson B, et al. Direct costs of stroke for a Swedish population. *Int J Technol Assess Health Care*. 1990;6(1):125-37.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

22. Terént A. Medico-social consequences and direct costs of stroke in a Swedish community. *Scand J Rehabil Med.* 1983;15(4):165-71.
23. Thorngren M, Westling B. Utilization of health care resources after stroke. A population-based study of 258 hospitalized cases followed during the first year. *Acta Neurol Scand.* 1991;84(4):303-10.
24. Smurawska LT, Alexandrov AV, Bladin CF, Norris JW. Cost of acute stroke care in Toronto, Canada. *Stroke.* 1994;25(8):1628-31.
25. Holloway RG, Witter DM, Lawton KB, Lipscomb J, Samsa G. Inpatient costs of specific cerebrovascular events at five academic medical centers. *Neurology.* 1996;46(3):854-60.
26. Dewey HM, Thrift AG, Mihalopoulos C, Carter R, Macdonell RA, McNeil JJ, et al. Cost of stroke in Australia from a societal perspective: results from the North East Melbourne Stroke Incidence Study (NEMESIS). *Stroke.* 2001;32(10):2409-16.
27. Bonita R, Beaglehole R. Recovery of motor function after stroke. *Stroke.* 1988;19(12):1497-500.
28. Geyh S, Cieza A, Schouten J, Dickson H, Frommelt P, Omar Z, et al. ICF Core Sets for stroke. *J Rehabil Med.* 2004(44 Suppl):135-41.
29. Geyh S, Kurt T, Brockow T, Cieza A, Ewert T, Omar Z, et al. Identifying the concepts contained in outcome measures of clinical trials on stroke using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a reference. *J Rehabil Med.* 2004(44 Suppl):56-62.
30. Magasi S, Post MW. A comparative review of contemporary participation measures' psychometric properties and content coverage. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(9 Suppl):S17-28.
31. Rimmer JH. Use of the ICF in identifying factors that impact participation in physical activity/rehabilitation among people with disabilities. *Disabil Rehabil.* 2006;28(17):1087-95.
32. Ustün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disabil Rehabil.* 2003;25(11-12):565-71.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

33. Dijkers MP, Whiteneck G, El-Jaroudi R. Measures of social outcomes in disability research. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(12 Suppl 2):S63-80.
34. Whiteneck G, Dijkers MP. Difficult to measure constructs: conceptual and methodological issues concerning participation and environmental factors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(11 Suppl):S22-35.
35. Carvalho C, Sunnerhagen KS, Willén C. Walking speed and distance in different environments of subjects in the later stage post-stroke. *Physiother Theory Pract.* 2010;26(8):519-27.
36. Duncan PW, Zorowitz R, Bates B, Choi JY, Glasberg JJ, Graham GD, et al. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline. *Stroke.* 2005;36(9):e100-43.
37. Martín Rubio P, Stokes M. *Fisioterapia en la rehabilitación neurológica.* Madrid, etc.: Elsevier; 2006. 601 p.
38. Nadeau S, Duclos C, Bouyer L, Richards CL. Guiding task-oriented gait training after stroke or spinal cord injury by means of a biomechanical gait analysis. *Prog Brain Res.* 2011;192:161-80.
39. van de Port IG, Wood-Dauphinee S, Lindeman E, Kwakkel G. Effects of exercise training programs on walking competency after stroke: a systematic review. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86(11):935-51.
40. Pollock C, Eng J, Garland S. Clinical measurement of walking balance in people post stroke: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2011;25(8):693-708.
41. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):439-45.
42. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(4-5):320-7.
43. Sánchez I, Ferrero A, Aguilar JJ, Climent JM, Conejero JA, Flórez MT, et al. *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física.* Buenos Aires ; Madrid etc.: Médica Panamericana; 2006.
44. Mudge S, Stott NS. Outcome measures to assess walking ability following stroke: a systematic review of the literature. *Physiotherapy.* 2007;93:189-200.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

45. Cunha IT, Lim PA, Henson H, Monga T, Qureshy H, Protas EJ. Performance-based gait tests for acute stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002;81(11):848-56.
46. Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(2):234-9.
47. Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud.* 1990;12(1):6-9.
48. Thorngren M, Westling B, Norrving B. Outcome after stroke in patients discharged to independent living. *Stroke.* 1990;21(2):236-40.
49. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke.* 1995;26(6):982-9.
50. Gebruers N, Vanroy C, Truijen S, Engelborghs S, De Deyn PP. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(2):288-97.
51. Rand D, Eng JJ, Tang PF, Jeng JS, Hung C. How active are people with stroke?: use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke.* 2009;40(1):163-8.
52. Manns PJ, Baldwin E. Ambulatory activity of stroke survivors: measurement options for dose, intensity, and variability of activity. *Stroke.* 2009;40(3):864-7.
53. Janssen W, Bussmann J, Selles R, Koudstaal P, Ribbers G, Stam H. Recovery of the sit-to-stand movement after stroke: a longitudinal cohort study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010;24(8):763-9.
54. Haeuber E, Shaughnessy M, Forrester LW, Coleman KL, Macko RF. Accelerometer monitoring of home- and community-based ambulatory activity after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(12):1997-2001.
55. Michael KM, Allen JK, Macko RF. Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8):1552-6.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

56. Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture*. 2009;30(1):60-4.
57. Hodt-Billington C, Helbostad JL, Moe-Nilssen R. Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients? *Gait Posture*. 2008;27(4):552-8.
58. Shaughnessy M, Michael KM, Sorkin JD, Macko RF. Steps after stroke: capturing ambulatory recovery. *Stroke*. 2005;36(6):1305-7.
59. Prajapati SK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. A novel approach to ambulatory monitoring: investigation into the quantity and control of everyday walking in patients with subacute stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011;25(1):6-14.
60. Izquierdo M, Martínez-Ramírez A, Larrión JL, Irujo-Espinosa M, Gómez M. [Functional capacity evaluation in a clinical and ambulatory setting: new challenges of accelerometry to assessment balance and muscle power in aging population]. *An Sist Sanit Navar*. 2008;31(2):159-70.
61. Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture*. 2008;28(1):1-15.
62. Saremi K, Marehbian J, Yan X, Regnaud JP, Elashoff R, Bussel B, et al. Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair*. 2006;20(2):297-305.
63. Bussmann JB, Martens WL, Tulen JH, Schasfoort FC, van den Berg-Emons HJ, Stam HJ. Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor. *Behav Res Methods Instrum Comput*. 2001;33(3):349-56.
64. Bussmann HB, Reuvekamp PJ, Veltink PH, Martens WL, Stam HJ. Validity and reliability of measurements obtained with an "activity monitor" in people with and without a transtibial amputation. *Phys Ther*. 1998;78(9):989-98.
65. Bussmann JB, Damen L, Stam HJ. Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking. *Med Biol Eng Comput*. 2000;38(6):632-8.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

66. Díez-Tejedor E. Acuerdo para el uso del término ictus. Guía para el diagnóstico y tratamiento del ictus Guías oficiales de la Sociedad Española de Neurología. Barcelona: Prous Science; 2006.
67. Special report from the National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Classification of cerebrovascular diseases III. Stroke. 1990;21(4):637-76.
68. Arias Cuadrado A. Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento. Galicia Clin. 2009;70(3):25-40.
69. Bamford J, Sandercock P, Dennis M, Burn J, Warlow C. Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. Lancet. 1991;337(8756):1521-6.
70. Mackay J, Mensah G. Atlas of Heart Disease and Stroke [Publicación en Internet]2004 [acceso 7 de Julio de 2015]. Available from: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/.
71. Malmgren R, Warlow C, Bamford J, Sandercock P. Geographical and secular trends in stroke incidence. Lancet. 1987;2(8569):1196-200.
72. Boix R, del Barrio JL, Saz P, Reñé R, Manubens JM, Lobo A, et al. Stroke prevalence among the Spanish elderly: an analysis based on screening surveys. BMC Neurol. 2006;6:36.
73. Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud. Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud 2009 [acceso el 7 de julio 2015]. Available from: <http://www.msssi.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/docs/EstrategiaIctusSNS.pdf>.
74. Di Carlo A, Launer LJ, Breteler MM, Fratiglioni L, Lobo A, Martinez-Lage J, et al. Frequency of stroke in Europe: A collaborative study of population-based cohorts. ILSA Working Group and the Neurologic Diseases in the Elderly Research Group. Italian Longitudinal Study on Aging. Neurology. 2000;54(11 Suppl 5):S28-33.
75. Instituto Nacional de Estadística. Defunciones según la causa de muerte. [Notas de Prensa]2006 [acceso el 4 de Abril de 2008]. Available from: <http://www.ine.es/prensa/np490.pdf>.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

76. Kelly-Hayes M, Robertson JT, Broderick JP, Duncan PW, Hershey LA, Roth EJ, et al. The American Heart Association Stroke Outcome Classification. *Stroke*. 1998;29(6):1274-80.
77. World Health Organization. International classification of Functioning, Disability and Health: ICF. Geneva: World Health Organization; 2001.
78. World Health Organization. Clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud: CIF: versión abreviada. Ginebra: Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO); 2001 [acceso 7 de Julio 2015]. Available from: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/43360/1/9241545445_spa.pdf?ua=1.
79. Dahl TH. International classification of functioning, disability and health: an introduction and discussion of its potential impact on rehabilitation services and research. *J Rehabil Med*. 2002;34(5):201-4.
80. Bohannon RW, Horton MG, Wikholm JB. Importance of four variables of walking to patients with stroke. *Int J Rehabil Res*. 1991;14(3):246-50.
81. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76(1):27-32.
82. Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. 2007;7(10):1417-36.
83. Schepers VP, Ketelaar M, van de Port IG, Visser-Meily JM, Lindeman E. Comparing contents of functional outcome measures in stroke rehabilitation using the International Classification of Functioning, Disability and Health. *Disabil Rehabil*. 2007;29(3):221-30.
84. Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, Ryan AS, Ivey FM, Sorkin JD, et al. Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):115-9.
85. Kelly JO, Kilbreath SL, Davis GM, Zeman B, Raymond J. Cardiorespiratory fitness and walking ability in subacute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(12):1780-5.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

86. Flansbjer UB, Holmbäck AM, Downham D, Patten C, Lexell J. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med.* 2005;37(2):75-82.
87. Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8):1641-7.
88. Lord SE, Rochester L, Weatherall M, McPherson KM, McNaughton HK. The effect of environment and task on gait parameters after stroke: A randomized comparison of measurement conditions. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(7):967-73.
89. Mudge S, Stott NS. Timed walking tests correlate with daily step activity in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(2):296-301.
90. Garner C, Page SJ. Applying the transtheoretical model to the exercise behaviors of stroke patients. *Top Stroke Rehabil.* 2005;12(1):69-75.
91. Botner EM, Miller WC, Eng JJ. Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disabil Rehabil.* 2005;27(4):156-63.
92. Asano M, Miller WC, Eng JJ. Development and psychometric properties of the ambulatory self-confidence questionnaire. *Gerontology.* 2007;53(6):373-81.
93. Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther.* 2005;85(2):150-8.
94. Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech.* 2004;37(12):1869-80.
95. Peurala SH, Karttunen AH, Sjögren T, Paltamaa J, Heinonen A. Evidence for the effectiveness of walking training on walking and self-care after stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Rehabil Med.* 2014;46(5):387-99.
96. Turnbull GI. Some learning theory implications in neurological physiotherapy. *Physiotherapy.* 1982;68(2):38-41.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

97. Pollock A, Baer G, Langhorne P, Pomeroy V. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2007;21(5):395-410.
98. Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve.* 2007;35(5):562-90.
99. Polese JC, Ada L, Dean CM, Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *J Physiother.* 2013;59(2):73-80.
100. Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(10):1458-65.
101. Sayers SP, Krug J. Robotic gait-assisted therapy in patients with neurological injury. *Mo Med.* 2008;105(2):153-8.
102. Hidler J, Hamm LF, Lichy A, Groah SL. Automating activity-based interventions: the role of robotics. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(2):337-44.
103. Hussain S, Xie SQ, Liu G. Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies. *Med Eng Phys.* 2011;33(5):527-33.
104. Conesa L, Costa Ú, Morales E, Edwards DJ, Cortes M, León D, et al. An observational report of intensive robotic and manual gait training in sub-acute stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 2012;9:13.
105. Moreira MC, de Amorim Lima AM, Ferraz KM, Benedetti Rodrigues MA. Use of virtual reality in gait recovery among post stroke patients--a systematic literature review. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2013;8(5):357-62.
106. Mirelman A, Bonato P, Deutsch JE. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke.* 2009;40(1):169-74.
107. Wellner M, Thüring T, Smajic E, von Zitzewitz J, Duschau-Wicke A, Riener R. Obstacle crossing in a virtual environment with the rehabilitation gait robot LOKOMAT. *Stud Health Technol Inform.* 2007;125:497-9.
108. Godfrey A, Conway R, Meagher D, O'Laighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys.* 2008;30(10):1364-86.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

109. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1953;35-A(3):543-58.
110. Culhane KM, O'Connor M, Lyons D, Lyons GM. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age Ageing.* 2005;34(6):556-60.
111. Morris JR. Accelerometry--a technique for the measurement of human body movements. *J Biomech.* 1973;6(6):729-36.
112. Schutz Y, Weinsier RL, Hunter GR. Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obes Res.* 2001;9(6):368-79.
113. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004;25(2):R1-20.
114. Lyons GM, Culhane KM, Hilton D, Grace PA, Lyons D. A description of an accelerometer-based mobility monitoring technique. *Med Eng Phys.* 2005;27(6):497-504.
115. Ridgers ND, Fairclough S. Assessing free-living physical activity using accelerometry: Practical issues for researchers and practitioners. *European Journal of Sport Science.* 2011;11(3):205-13.
116. Chen KY, Bassett DR. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(11 Suppl):S490-500.
117. Manzanares del Moral A. Estudio de modelos matemáticos de acelerómetros comerciales [Proyecto fin de carrera]: Universidad de Sevilla; 2008.
118. Arenas Mas M, Luque Estepa A. Sistema para la adquisición y monitorización de aceleraciones mediante microprocesador. S.l.2008. p. 39-54.
119. Bussmann JB, van de Laar YM, Neeleman MP, Stam HJ. Ambulatory accelerometry to quantify motor behaviour in patients after failed back surgery: a validation study. *Pain.* 1998;74(2-3):153-61.
120. Bussmann JB, Tulen JH, van Herel EC, Stam HJ. Quantification of physical activities by means of ambulatory accelerometry: a validation study. *Psychophysiology.* 1998;35(5):488-96.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

121. van den Berg-Emons HJ, Bussmann JB, Balk AH, Stam HJ. Validity of ambulatory accelerometry to quantify physical activity in heart failure. *Scand J Rehabil Med.* 2000;32(4):187-92.
122. Liberson WT, Holmquest HJ, Halls A. Accelerographic study of gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 1962;43:547-51.
123. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. External work in walking. *J Appl Physiol.* 1963;18:1-9.
124. Cavagna G, Saibene F, Margaria R. A three-directional accelerometer for analyzing body movements. *J Appl Physiol.* 1961;16:191.
125. Smidt GL, Arora JS, Johnston RC. Accelerographic analysis of several types of walking. *Am J Phys Med.* 1971;50(6):285-300.
126. Robinson JL, Smidt GL, Arora JS. Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees. *Phys Ther.* 1977;57(8):898-904.
127. Smidt GL, Deusinger RH, Arora J, Albright JP. An automated accelerometry system for gait analysis. *J Biomech.* 1977;10(5-6):367-75.
128. Brenière Y, Dietrich G. Heel-off perturbation during gait initiation: biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate. *J Biomech.* 1992;25(2):121-7.
129. Bussmann JB, van den Berg-Emons HJ, Angulo SM, Stijnen T, Stam HJ. Sensitivity and reproducibility of accelerometry and heart rate in physical strain assessment during prosthetic gait. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91(1):71-8.
130. Giansanti D. Does centripetal acceleration affect trunk flexion monitoring by means of accelerometers? *Physiol Meas.* 2006;27(10):999-1008.
131. Jasiewicz JM, Allum JH, Middleton JW, Barriskill A, Condie P, Purcell B, et al. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture.* 2006;24(4):502-9.
132. Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, Barrett R. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech.* 2006;39(15):2863-72.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

133. Mansfield A, Lyons GM. The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. *Med Eng Phys.* 2003;25(10):879-85.
134. Manson AJ, Brown P, O'Sullivan JD, Asselman P, Buckwell D, Lees AJ. An ambulatory dyskinesia monitor. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2000;68(2):196-201.
135. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture.* 2003;18(1):35-46.
136. Petrofsky J, Lee S, Macnider M, Navarro E. Autonomic, endothelial function and the analysis of gait in patients with type 1 and type 2 diabetes. *Acta Diabetologica.* 2005;42(1):7.
137. Prill T, Fahrenberg J. Simultaneous assessment of posture and limb movements (e.g., periodic leg movements) with calibrated multiple accelerometry. *Physiol Meas.* 2006;27(10):N47-53.
138. Sekine M, Tamura T, Togawa T, Fukui Y. Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record. *Med Eng Phys.* 2000;22(4):285-91.
139. Selles RW, Formanoy MA, Bussmann JB, Janssens PJ, Stam HJ. Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2005;13(1):81-8.
140. Schutz Y, Weinsier S, Terrier P, Durrer D. A new accelerometric method to assess the daily walking practice. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 2002;26(1):111-8.
141. Simcox S, Parker S, Davis GM, Smith RW, Middleton JW. Performance of orientation sensors for use with a functional electrical stimulation mobility system. *J Biomech.* 2005;38(5):1185-90.
142. Tanaka S, Motoi K, Nogawa M, Yamakoshi K. A new portable device for ambulatory monitoring of human posture and walking velocity using miniature

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

- accelerometers and gyroscope. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004;3:2283-6.
143. Willemsen AT, van Alsté JA, Boom HB. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *J Biomech.* 1990;23(8):859-63.
144. Willemsen AT, Bloemhof F, Boom HB. Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990;37(12):1201-8.
145. Zijlstra W. Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. *Eur J Appl Physiol.* 2004;92(1-2):39-44.
146. Dijkstra B, Zijlstra W, Scherder E, Kamsma Y. Detection of walking periods and number of steps in older adults and patients with Parkinson's disease: accuracy of a pedometer and an accelerometry-based method. *Age Ageing.* 2008;37(4):436-41.
147. Lord S, Rochester L, Baker K, Nieuwboer A. Concurrent validity of accelerometry to measure gait in Parkinson's Disease. *Gait Posture.* 2008;27(2):357-9.
148. Motl RW, Goldman MD, Benedict RH. Walking impairment in patients with multiple sclerosis: exercise training as a treatment option. *Neuropsychiatr Dis Treat.* 2010;6:767-74.
149. Motl RW, Snook EM, Agiovlasitis S. Does an accelerometer accurately measure steps taken under controlled conditions in adults with mild multiple sclerosis? *Disabil Health J.* 2011;4(1):52-7.
150. Sosnoff JJ, Goldman MD, Motl RW. Real-life walking impairment in multiple sclerosis: preliminary comparison of four methods for processing accelerometry data. *Mult Scler.* 2010;16(7):868-77.
151. Lee HK, Kim JH, Myoung HS, Lee JH, Lee KJ. Repeatability of the accelerometric-based method to detect step events for hemiparetic stroke patients. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:5195-8.
152. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. A structural equation model relating impaired sensorimotor function, fear of falling and gait patterns in older people. *Gait Posture.* 2007;25(2):243-9.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

153. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*. 2011;33(3):366-72.
154. Narayanan MR, Redmond SJ, Scalzi ME, Lord SR, Celler BG, Lovell Ast NH. Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2010;57(3):534-41.
155. Marschollek M, Wolf KH, Gietzelt M, Nemitz G, Meyer zu Schwabedissen H, Haux R. Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data--a clinical evaluation study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008;2008:3682-5.
156. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. *Gait Posture*. 2005;21(2):164-70.
157. Caby B, Kieffer S, de Saint Hubert M, Cremer G, Macq B. Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall risk assessment by accelerometry. *Biomed Eng Online*. 2011;10:1.
158. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*. 2003;32(2):137-42.
159. Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture*. 2004;20(3):291-8.
160. Lamothe CJ, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Med Eng Phys*. 2010;32(9):1009-14.
161. Tura A, Raggi M, Rocchi L, Cutti AG, Chiari L. Gait symmetry and regularity in transfemoral amputees assessed by trunk accelerations. *J Neuroeng Rehabil*. 2010;7:4.
162. Houdijk H, Appelman FM, Van Velzen JM, Van der Woude LH, Van Bennekom CA. Validity of DynaPort GaitMonitor for assessment of spatiotemporal parameters in amputee gait. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(9):1335-42.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

163. Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier-Gratz C, Scholle HC, Seyfarth A. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Hum Mov Sci.* 2012.
164. Hodt-Billington C, Helbostad JL, Vervaat W, Rognsvåg T, Moe-Nilssen R. Changes in gait symmetry, gait velocity and self-reported function following total hip replacement. *J Rehabil Med.* 2011;43(9):787-93.
165. Brandes M, Ringling M, Winter C, Hillmann A, Rosenbaum D. Changes in physical activity and health-related quality of life during the first year after total knee arthroplasty. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2011;63(3):328-34.
166. Tsiygoulis SD, Tzagarakis GN, Papagelopoulos PJ, Koulalis D, Sakellariou VI, Kampanis NA, et al. Pre-operative versus post-operative gait variability in patients with acute anterior cruciate ligament deficiency. *J Int Med Res.* 2011;39(2):580-93.
167. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2006.
168. Rueterbories J, Spaich EG, Larsen B, Andersen OK. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med Eng Phys.* 2010;32(6):545-52.
169. Trew M, Everett T. *Human movement-an introductory text*: Elsevier Ltd; 2005.
170. Evans AL, Duncan G, Gilchrist W. Recording accelerations in body movements. *Med Biol Eng Comput.* 1991;29(1):102-4.
171. Auvinet B, Chaleil D, Barrey E. Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients. *Rev Rhum Engl Ed.* 1999;66(7-9):389-97.
172. Terrier P, Dériaz O, Meichtry A, Luthi F. Prescription footwear for severe injuries of foot and ankle: effect on regularity and symmetry of the gait assessed by trunk accelerometry. *Gait Posture.* 2009;30(4):492-6.
173. Moe-Nilssen R, Aaslund MK, Hodt-Billington C, Helbostad JL. Gait variability measures may represent different constructs. *Gait Posture.* 2010;32(1):98-101.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

174. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech.* 2004;37(1):121-6.
175. Bussmann JB, Stam HJ. Techniques for measurement and assessment of mobility in rehabilitation: a theoretical approach. *Clin Rehabil.* 1998;12(6):455-64.
176. Currie G, Rafferty D, Duncan G, Bell F, Evans AL. Measurement of gait by accelerometer and walkway: a comparison study. *Med Biol Eng Comput.* 1992;30(6):669-70.
177. Moe-Nilssen R, Ljunggren AE, Torebjörk E. Dynamic adjustments of walking behavior dependent on noxious input in experimental low back pain. *Pain.* 1999;83(3):477-85.
178. Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech.* 1992;25(9):1007-15.
179. Aminian K, Rezakhanlou K, De Andres E, Fritsch C, Leyvraz PF, Robert P. Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med Biol Eng Comput.* 1999;37(6):686-91.
180. 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;1(2):111-6.
181. Dobkin BH, Xu X, Batalin M, Thomas S, Kaiser W. Reliability and validity of bilateral ankle accelerometer algorithms for activity recognition and walking speed after stroke. *Stroke.* 2011;42(8):2246-50.
182. Askim T, Bernhardt J, Churilov L, Fredriksen KR, Indredavik B. Changes in physical activity and related functional and disability levels in the first six months after stroke: a longitudinal follow-up study. *J Rehabil Med.* 2013;45(5):423-8.
183. Moore SA, Hallsworth K, Plötz T, Ford GA, Rochester L, Trenell MI. Physical activity, sedentary behaviour and metabolic control following stroke: a cross-sectional and longitudinal study. *PLoS One.* 2013;8(1):e55263.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

184. Macko RF, Haeuber E, Shaughnessy M, Coleman KL, Boone DA, Smith GV, et al. Microprocessor-based ambulatory activity monitoring in stroke patients. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(3):394-9.
185. Mudge S, Stott NS, Walt SE. Criterion validity of the StepWatch Activity Monitor as a measure of walking activity in patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(12):1710-5.
186. Michael KM, Allen JK, Macko RF. Fatigue after stroke: relationship to mobility, fitness, ambulatory activity, social support, and falls efficacy. *Rehabil Nurs.* 2006;31(5):210-7.
187. Donovan K, Lord SE, McNaughton HK, Weatherall M. Mobility beyond the clinic: the effect of environment on gait and its measurement in community-ambulant stroke survivors. *Clin Rehabil.* 2008;22(6):556-63.
188. Fulk GD, Reynolds C, Mondal S, Deutsch JE. Predicting home and community walking activity in people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(10):1582-6.
189. Shimada Y, Ando S, Matsunaga T, Misawa A, Aizawa T, Shirahata T, et al. Clinical application of acceleration sensor to detect the swing phase of stroke gait in functional electrical stimulation. *Tohoku J Exp Med.* 2005;207(3):197-202.
190. Kotiadis D, Hermens HJ, Veltink PH. Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detection. *Med Eng Phys.* 2010;32(4):287-97.
191. Foglyano KM, Schnellenberger JR, Kobetic R. Development of a self-contained accelerometry based system for control of functional electrical stimulation in hemiplegia. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:5448-51.
192. Gage WH, Zabjek KF, Sibley KM, Tang A, Brooks D, McIlroy WE. Ambulatory monitoring of activity levels of individuals in the sub-acute stage following stroke: a case series. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4:41.
193. Chastin SF, Granat MH. Methods for objective measure, quantification and analysis of sedentary behaviour and inactivity. *Gait Posture.* 2010;31(1):82-6.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

194. Healy GN, Dunstan DW, Salmon J, Cerin E, Shaw JE, Zimmet PZ, et al. Breaks in sedentary time: beneficial associations with metabolic risk. *Diabetes Care*. 2008;31(4):661-6.
195. Lord S, Chastin SF, McInnes L, Little L, Briggs P, Rochester L. Exploring patterns of daily physical and sedentary behaviour in community-dwelling older adults. *Age Ageing*. 2011;40(2):205-10.
196. Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*. 2006;37(3):872-6.
197. Sibley KM, Tang A, Patterson KK, Brooks D, McIlroy WE. Changes in spatiotemporal gait variables over time during a test of functional capacity after stroke. *J Neuroeng Rehabil*. 2009;6:27.
198. 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;31(2):241-6.
199. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(5):483-90.
200. Chester VL, Biden EN, Tingley M. Gait analysis. *Biomed Instrum Technol*. 2005;39(1):64-74.
201. 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;89(2):304-10.
202. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture*. 2005;22(1):51-6.
203. 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;88(1):43-9.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

204. Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2011.
205. Argimon Pallas J, Jiménez Villa J. *Métodos de Investigación: Clínica y epidemiológica*. Edition n, editor. Madrid1999.
206. Juez P. *Herramientas estadísticas para la investigación en medicina y economía de la salud*. Madrid2000.
207. Asamblea General de las Naciones Unidas. Carta Internacional de los derechos del hombre. Resolución de la Asamblea General 217 III de 10 de Diciembre de 1948 Nueva York: ONU; [citado 31Ene 2014]. Available from: <http://www.un.org/spanish/documents/ga/res/3/ares3.htm>.
208. Sociedad Internacional de Bioética. Declaración Bioética de Gijón. I Congreso Mundial de Bioética España 2000 Gijón [citado 31Ene 2014]. Available from: <http://www.sibi.org/ddc/bio.htm>.
209. UNESCO. Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura. París. Declaración Universal sobre Bioética y Derechos Humanos. Resolución 32 C/24 de la Conferencia General París [citado 31Ene 2014]. Available from: <http://unesdoc.unesco.org/images/0013/001316/131636s.pdf>.
210. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*. 2013;310(20):2191-4.
211. Hale LA, Pal J, Becker I. Measuring free-living physical activity in adults with and without neurologic dysfunction with a triaxial accelerometer. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(9):1765-71.
212. Cheung VH, Gray L, Karunanithi M. Review of accelerometry for determining daily activity among elderly patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(6):998-1014.
213. Baert I, Feys H, Daly D, Troosters T, Vanlandewijck Y. Are patients 1 year post-stroke active enough to improve their physical health? *Disabil Rehabil*. 2012;34(7):574-80.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

214. Keith RA, Granger CV, Hamilton BB, Sherwin FS. The functional independence measure: a new tool for rehabilitation. *Adv Clin Rehabil.* 1987;1:6-18.
215. Streppel KR, Van Harten WH. The Functional Independence Measure used in a Dutch rehabilitating stroke population; a pilot study to assess progress. *Int J Rehabil Res.* 2002;25(2):87-91.
216. 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;82(9):1204-12.
217. Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther.* 1985;65(2):175-80.
218. Malouin F, Pichard L, Bonneau C, Durand A, Corriveau D. Evaluating motor recovery early after stroke: comparison of the Fugl-Meyer Assessment and the Motor Assessment Scale. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(11):1206-12.
219. Tyson SF, DeSouza LH. Reliability and validity of functional balance tests post stroke. *Clin Rehabil.* 2004;18(8):916-23.
220. Kohler F, Dickson H, Redmond H, Estell J, Connolly C. Agreement of functional independence measure item scores in patients transferred from one rehabilitation setting to another. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2009;45(4):479-85.
221. Ottenbacher KJ, Hsu Y, Granger CV, Fiedler RC. The reliability of the functional independence measure: a quantitative review. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(12):1226-32.
222. Hsueh IP, Lin JH, Jeng JS, Hsieh CL. Comparison of the psychometric characteristics of the functional independence measure, 5 item Barthel index, and 10 item Barthel index in patients with stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2002;73(2):188-90.
223. Tur BS, Gursel YK, Yavuzer G, Kucukdeveci A, Arasil T. Rehabilitation outcome of Turkish stroke patients: in a team approach setting. *Int J Rehabil Res.* 2003;26(4):271-7.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

224. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther.* 1984;64(1):35-40.
225. Duncan PW, Goldstein LB, Horner RD, Landsman PB, Samsa GP, Matchar DB. Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. *Stroke.* 1994;25(6):1181-8.
226. Gresham GE. Stroke outcome research. *Stroke.* 1986;17(3):358-60.
227. Newman M. The process of recovery after hemiplegia. *Stroke.* 1972;3(6):702-10.
228. Kwakkel G, Kollen B, Twisk J. Impact of time on improvement of outcome after stroke. *Stroke.* 2006;37(9):2348-53.
229. Kollen B, van de Port I, Lindeman E, Twisk J, Kwakkel G. Predicting improvement in gait after stroke: a longitudinal prospective study. *Stroke.* 2005;36(12):2676-80.
230. Dobkin BH. Clinical practice. Rehabilitation after stroke. *N Engl J Med.* 2005;352(16):1677-84.
231. 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.
232. Mudge S, Barber PA, Stott NS. Circuit-based rehabilitation improves gait endurance but not usual walking activity in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(12):1989-96.
233. West T, Bernhardt J. Physical activity in hospitalised stroke patients. *Stroke Res Treat.* 2012;2012:813765.
234. Michael K, Macko RF. Ambulatory activity intensity profiles, fitness, and fatigue in chronic stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2007;14(2):5-12.
235. Smith AC, Saunders DH, Mead G. Cardiorespiratory fitness after stroke: a systematic review. *Int J Stroke.* 2012;7(6):499-510.
236. Alzahrani MA, Dean CM, Ada L, Dorsch S, Canning CG. Mood and Balance are Associated with Free-Living Physical Activity of People after Stroke Residing in the community. *Stroke Res Treat.* 2012;2012:470648.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

237. Roos MA, Rudolph KS, Reisman DS. The structure of walking activity in people after stroke compared with older adults without disability: a cross-sectional study. *Phys Ther.* 2012;92(9):1141-7.
238. Andrews AW, Chinworth SA, Bourassa M, Garvin M, Benton D, Tanner S. Update on distance and velocity requirements for community ambulation. *J Geriatr Phys Ther.* 2010;33(3):128-34.
239. Varo JJ, Martínez-González MA, De Irala-Estévez J, Kearney J, Gibney M, Martínez JA. Distribution and determinants of sedentary lifestyles in the European Union. *Int J Epidemiol.* 2003;32(1):138-46.
240. Hamilton MT, Hamilton DG, Zderic TW. Exercise physiology versus inactivity physiology: an essential concept for understanding lipoprotein lipase regulation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2004;32(4):161-6.
241. Owen N, Healy GN, Matthews CE, Dunstan DW. Too much sitting: the population health science of sedentary behavior. *Exerc Sport Sci Rev.* 2010;38(3):105-13.
242. Wilmot EG, Edwardson CL, Achana FA, Davies MJ, Gorely T, Gray LJ, et al. Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death: systematic review and meta-analysis. *Diabetologia.* 2012;55(11):2895-905.
243. Matthews CE, Chen KY, Freedson PS, Buchowski MS, Beech BM, Pate RR, et al. Amount of time spent in sedentary behaviors in the United States, 2003-2004. *Am J Epidemiol.* 2008;167(7):875-81.
244. Hamilton MT, Hamilton DG, Zderic TW. Role of low energy expenditure and sitting in obesity, metabolic syndrome, type 2 diabetes, and cardiovascular disease. *Diabetes.* 2007;56(11):2655-67.
245. Tiegies Z, Mead G, Allerhand M, Duncan F, van Wijck F, Fitzsimons C, et al. Sedentary behavior in the first year after stroke: a longitudinal cohort study with objective measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(1):15-23.
246. Katzmarzyk PT, Church TS, Craig CL, Bouchard C. Sitting time and mortality from all causes, cardiovascular disease, and cancer. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(5):998-1005.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

247. Cavanaugh JT, Coleman KL, Gaines JM, Laing L, Morey MC. Using step activity monitoring to characterize ambulatory activity in community-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2007;55(1):120-4.
248. Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J, Langton Hewer R. Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scand J Rehabil Med.* 1987;19(1):25-30.
249. Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol.* 2006;117(1):4-15.
250. Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, Erren-Wolters V, Ijzerman MJ, Hermens HJ. Recovery of gait after stroke: what changes? *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22(6):676-83.
251. Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture.* 2004;19(3):288-97.
252. Høyer E, Opheim A, Strand LI, Moe-Nilssen R. Temporal and spatial gait parameters in patients dependent on walking assistance after stroke: reliability and agreement between simple and advanced methods of assessment. *Gait Posture.* 2014;40(1):101-6.
253. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010;24(9):783-90.
254. von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings E, Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32(1):25-31.
255. Taylor D, Stretton CM, Mudge S, Garrett N. Does clinic-measured gait speed differ from gait speed measured in the community in people with stroke? *Clin Rehabil.* 2006;20(5):438-44.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

256. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(8):1185-93.
257. Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, Wang RY. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(4):562-8.
258. Bowden MG, Balasubramanian CK, Behrman AL, Kautz SA. Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance poststroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22(6):672-5.
259. Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech.* 2008;41(15):3243-52.
260. Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait Posture.* 2008;28(1):135-43.
261. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(2):125-35.
262. Peterson CL, Hall AL, Kautz SA, Neptune RR. Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *J Biomech.* 2010;43(12):2348-55.
263. Hall AL, Peterson CL, Kautz SA, Neptune RR. Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(5):509-15.
264. Hall AL, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(10):1017-22.
265. 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;88(1):43-9.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

266. Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2011;33(4):538-43.
267. 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*. 1997;76(2):128-33.
268. Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*. 2002;16(2):124-34.
269. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(5):483-90.
270. Alzahrani MA, Ada L, Dean CM. Duration of physical activity is normal but frequency is reduced after stroke: an observational study. *J Physiother*. 2011;57(1):47-51.
271. Warren JM, Ekelund U, Besson H, Mezzani A, Geladas N, Vanhees L, et al. Assessment of physical activity - a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil*. 2010;17(2):127-39.
272. Nicolai S, Benzinger P, Skelton DA, Aminian K, Becker C, Lindemann U. Day-to-day variability of physical activity of older adults living in the community. *J Aging Phys Act*. 2010;18(1):75-86.
273. Li J, Siegrist J. Physical activity and risk of cardiovascular disease--a meta-analysis of prospective cohort studies. *Int J Environ Res Public Health*. 2012;9(2):391-407.
274. Wendel-Vos GC, Schuit AJ, Feskens EJ, Boshuizen HC, Verschuren WM, Saris WH, et al. Physical activity and stroke. A meta-analysis of observational data. *Int J Epidemiol*. 2004;33(4):787-98.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

275. Chastin SF, Ferriolli E, Stephens NA, Fearon KC, Greig C. Relationship between sedentary behaviour, physical activity, muscle quality and body composition in healthy older adults. *Age Ageing*. 2012;41(1):111-4.
276. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture*. 2009;29(3):408-14.
277. Turnbull G, Wall J. Long-term changes in hemiplegic gait. *Gait & Posture*. 1995;3(4):258-61.
278. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*. 2002;16(1):60-8.
279. Piron L, Tonin P, Trivello E, Battistin L, Dam M. Motor tele-rehabilitation in post-stroke patients. *Med Inform Internet Med*. 2004;29(2):119-25.
280. Holden MK, Dyar TA, Dayan-Cimadoro L. Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2007;15(1):36-42.
281. Caña-Pino A, Apolo-Arenas MD, Moral-Blanco J, Álvaro-de Diego J, Fernández Gutiérrez C. ORIGINAL: Valoración del equilibrio postural en bipedestación-sedestación en sujetos sanos mediante acelerometría. Estudio piloto. Assessment by accelerometer of postural balance in standing-sitting position in healthy subjects-A pilot study (English). 2014.
282. Cooper RA, Quatrano LA, Stanhope SJ, Cavanagh PR, Miller F, Kerrigan DC, et al. Gait analysis in rehabilitation medicine: a brief report. *Am J Phys Med Rehabil*. 1999;78(3):278-80.
283. van Duijnhoven HJ, De Kam D, Hellebrand W, Smulders E, Geurts AC, Weerdesteyn V. Development and Process Evaluation of a 5-Week Exercise Program to Prevent Falls in People after Stroke: The FALLS Program. *Stroke Res Treat*. 2012;2012:407693.
284. Fletcher PC, Hirdes JP. Restriction in activity associated with fear of falling among community-based seniors using home care services. *Age Ageing*. 2004;33(3):273-9.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

285. Ensrud KE, Blackwell TL, Mangione CM, Bowman PJ, Whooley MA, Bauer DC, et al. Central nervous system-active medications and risk for falls in older women. *J Am Geriatr Soc.* 2002;50(10):1629-37.
286. Lamoth CJ, van Deudekom FJ, van Campen JP, Appels BA, de Vries OJ, Pijnappels M. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8:2.
287. Fuller GF. Falls in the elderly. *Am Fam Physician.* 2000;61(7):2159-68, 73-4.
288. Macko RF, Smith GV, Dobrovolny CL, Sorkin JD, Goldberg AP, Silver KH. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(7):879-84.
289. Potempa K, Lopez M, Braun LT, Szidon JP, Fogg L, Tincknell T. Physiological outcomes of aerobic exercise training in hemiparetic stroke patients. *Stroke.* 1995;26(1):101-5.
290. Bernhardt J, Dewey H, Thrift A, Donnan G. Inactive and alone: physical activity within the first 14 days of acute stroke unit care. *Stroke.* 2004;35(4):1005-9.
291. MacKay-Lyons MJ, Makrides L. Cardiovascular stress during a contemporary stroke rehabilitation program: is the intensity adequate to induce a training effect? *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(10):1378-83.
292. Gordon NF, Gulanick M, Costa F, Fletcher G, Franklin BA, Roth EJ, et al. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: an American Heart Association scientific statement from the Council on Clinical Cardiology, Subcommittee on Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention; the Council on Cardiovascular Nursing; the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism; and the Stroke Council. *Stroke.* 2004;35(5):1230-40.
293. Bonato P. Clinical applications of wearable technology. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:6580-3.
294. Dean CM, Richards CL, Malouin F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(4):409-17.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

295. Duncan P, Studenski S, Richards L, Gollub S, Lai SM, Reker D, et al. Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke. *Stroke*. 2003;34(9):2173-80.
296. Salbach NM, Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Hanley JA, Richards CL, Côté R. A task-orientated intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2004;18(5):509-19.
297. van den Berg-Emons R, Balk A, Bussmann H, Stam H. Does aerobic training lead to a more active lifestyle and improved quality of life in patients with chronic heart failure? *Eur J Heart Fail*. 2004;6(1):95-100.
298. Corrigan R, McBurney H. Community ambulation: influences on therapists and clients reasoning and decision making. *Disabil Rehabil*. 2008;30(15):1079-87.
299. Pound P, Gompertz P, Ebrahim S. A patient-centred study of the consequences of stroke. *Clin Rehabil*. 1998;12(4):338-47.
300. Hill K, Ellis P, Bernhardt J, Maggs P, Hull S. Balance and mobility outcomes for stroke patients: a comprehensive audit. *Aust J Physiother*. 1997;43(3):173-80.
301. Shumway-Cook A, Patla AE, Stewart A, Ferrucci L, Ciol MA, Guralnik JM. Environmental demands associated with community mobility in older adults with and without mobility disabilities. *Phys Ther*. 2002;82(7):670-81.
302. Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ, Abrams GM, Annaswamy T, Brandstater M, et al. Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2015.
303. van Swigchem R, van Duijnhoven HJ, den Boer J, Geurts AC, Weerdesteyn V. Effect of peroneal electrical stimulation versus an ankle-foot orthosis on obstacle avoidance ability in people with stroke-related foot drop. *Phys Ther*. 2012;92(3):398-406.

Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de acelerometría

Marina Castel Sánchez

304. Boissy P, Hester T, Sherrill D, Corriveau H, Bonato P. Monitoring mobility assistive device use in post-stroke patients. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007;2007:4372-5.

305. Sánchez MC, Bussmann J, Janssen W, Horemans H, Chastin S, Heijenbrok M, et al. Accelerometric assessment of different dimensions of natural walking during the first year after stroke: Recovery of amount, distribution, quality and speed of walking. *J Rehabil Med.* 2015.

10. ANEXOS

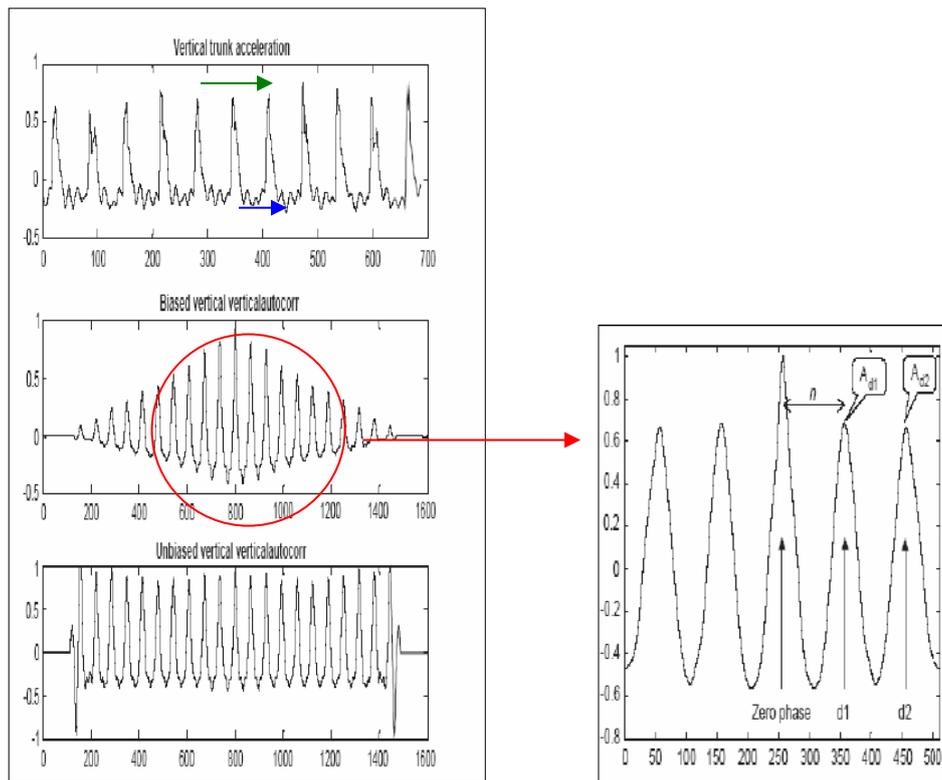
10 ANEXOS

10.1 Anexo I. Explicación detallada de la variable regularidad del paso perteneciente a los parámetros de calidad de la marcha

Según Moe-Nilssen y Helbostad (174), una señal cíclica producirá coeficientes de autocorrelación con valores máximos (picos) equivalentes a la periodicidad de la señal, denominados periodos dominantes (*autocorrelation dominant periods*, Ad). Para una serie de aceleraciones del tronco durante la marcha, se pueden producir coeficientes de autocorrelación para cuantificar el primer periodo dominante (Ad1) que representa la fase equivalente a un paso. De modo que Ad1 expresa la regularidad de la señal en los pasos. Un Ad1 próximo a 1.0 refleja una alta regularidad en los pasos. En el caso de la aceleración longitudinal, una perfecta regularidad del paso sería +1, y en el caso de la aceleración transversal, sería -1. Todos los coeficientes de autocorrelación se pueden expresar para cada una de las direcciones registradas por los acelerómetros: longitudinal (Ad1 lon), transversal (Ad1 tra) y sagital (Ad1 sag). Los dos primeros y últimos pasos del periodo seleccionado fueron excluidos del análisis para evitar las fases de transición de inicio y fin de la marcha.

En la Ilustración 22 se muestra un ejemplo gráfico de una señal acelerométrica longitudinal (vertical) procedente del tronco y los coeficientes de correlación que de ella se derivan.

Ilustración 22. Ejemplo de una señal de aceleración procedente de un sensor colocado en el tronco del individuo. En el dibujo superior de la izquierda, la flecha verde equivale al periodo del ciclo de la marcha y la azul al periodo del paso. En el dibujo central de la izquierda se representa el coeficiente de autocorrelación extraído de la señal acelerométrica del tronco. La ilustración de la derecha representa los periodos dominantes A_{d1} y A_{d2} correspondientes al paso y al ciclo de la marcha respectivamente.



Fuente: imagen modificada de Moe-Nilssen y colaboradores (174).

10.2 Anexo II. Análisis de datos. Propiedades paramétricas de las variables dependientes

Antes de abordar cualquier tipo de análisis estadístico, se procedió a explorar la distribución de los datos en cada uno de los tres momentos de medida. Para comprobar si nuestros datos se ajustan a una distribución normal o no usamos el estadístico de Shapiro-Wilk, ya que nuestra muestra es menor de 50 individuos. Debido al gran número de variables empleadas en nuestro estudio, hemos seleccionado dos variables significativas de cada aspecto de la marcha medido, que son: cantidad de tiempo empleado en caminar, cantidad de tiempo en bipedestación, duración media de los periodos de deambulaci3n, n3mero de periodos de marcha, regularidad del paso en el eje longitudinal (Ad1 lon) e 3ndice de simetría de la marcha en el eje longitudinal (Ad1 lon/Ad2 lon).

En la Tabla 28 se muestran los resultados del test de normalidad para las variables significativas en las tres mediciones realizadas. Los valores de significaci3n mayores de 0,05 representan una distribuci3n normal de los datos.

Tabla 28. Test de normalidad de Shapiro-Wilk para las variables significativas en los tres momentos de medida (T1, T2 y T3).

Variable	Medición	Shapiro-Wilk		Significación
		Estadístico	gl	
Tiempo caminando	T1	0,90	12	0,16
	T2	0,79	22	<0,01
	T3	0,81	22	<0,01
Tiempo bipedestación	T1	0,86	12	0,05
	T2	0,98	22	0,91
	T3	0,96	22	0,50
Duración periodos deambulación	T1	0,88	12	0,10
	T2	0,44	22	<0,01
	T3	0,51	22	<0,01
Número periodos deambulación	T1	0,81	12	0,01
	T2	0,97	22	0,68
	T3	0,93	22	0,11
Regularidad del paso (Ad1 lon)	T1	0,90	12	0,18
	T2	0,94	22	0,19
	T3	0,84	22	<0,01
Simetría del paso (Ad1 lon/Ad2 lon)	T1	0,95	12	0,64
	T2	0,98	22	0,82
	T3	0,80	22	<0,01

Abreviaturas: gl, grados de libertad; Ad1 lon, primer periodo dominante en el eje longitudinal; Ad2 lon, segundo periodo dominante en el eje longitudinal. Fuente: elaboración propia.