

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Efectividad de *Gait Tracer*®, como herramienta para la
disminución del riesgo de caídas en personas que han
sufrido Daño Cerebral Adquirido**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Óscar González Serrano

DIRECTORAS

María Ángeles Atín Arratibel
Raquel Valero Alcaide

Madrid, 2018

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Efectividad de "Gait Tracer®", como herramienta para la
disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido
Daño Cerebral Adquirido**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Óscar González Serrano

Directoras

**M^a Ángeles Atín Arratibel
Raquel Valero Alcaide**

Madrid, 2017

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología



EFFECTIVIDAD DE "GAIT TRACER®", COMO HERRAMIENTA PARA
LA DISMINUCIÓN DEL RIESGO DE CAÍDAS EN PERSONAS QUE
HAN SUFRIDO DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO

TESIS DOCTORAL

Óscar González Serrano

Directoras:

Dra. M^a Ángeles Atín Arratibel

Dra. Raquel Valero Alcaide

Madrid, 2017

“Todo aquello que la mente del Hombre puede concebir y creer, puede ser alcanzado.”
Napoleón Hill

*“A mi familia, por darme con su amor el impulso
e inspiración para querer ser mejor cada día.”*

AGRADECIMIENTOS

Esta Tesis ha sido posible solo gracias a que muchas personas han aportado “un poquito” de sus vidas de una manera u otra y de forma totalmente desinteresada. Por ello me gustaría dedicar estas primeras líneas a agradecerse con todo mi corazón.

En primer lugar a mis Directoras: la Doctora M^a Ángeles Atín que ha sido una de mis mentoras desde que comencé mis estudios en esta Universidad y hasta el día de hoy, guiándome paso a paso con infinita paciencia, sin poner hora a su dedicación y que siempre ha sabido cuándo darme ese empujón de ánimo para poder seguir en los momentos de flaqueza. Eso sí, con la maestría y suavidad que solo ella sabe. La Doctora Raquel Valero Alcaide ha sido otra pieza clave en mi formación desde mi etapa de estudiante. Siempre discreta pero siempre dispuesta. Nunca la vi perder la sonrisa a la hora de resolver dudas y con una capacidad de trabajo que creo que pocas personas pueden igualar. Muchas gracias, Raquel.

A todos los profesionales de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología, desde el personal de Gerencia y Dirección hasta los distintos docentes y personal administrativo que de una manera u otra me han ayudado.

A todo el personal del Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral Adquirido, CEADAC, perteneciente al IMSERSO y en concreto a su directora, la Doctora Inmaculada Gómez Pastor por el apoyo institucional dado desde el principio y su profunda apuesta por la investigación científica como herramienta para el avance en los cuidados sanitarios; al Director Médico, D. Carlos González Alted, por su inestimable ayuda en la labor de coordinación de los recursos necesarios para la consecución del trabajo y a todos los médicos rehabilitadores y neuropsicólogos que conforman los tres equipos de coordinación, por llevar a cabo de manera intachable la difícil gestión del cronograma de trabajo en un centro de las características del CEADAC.

Al Doctor Jose Ignacio Serrano, Ingeniero Informático e investigador en el Centro de Automática y Robótica (Centro mixto de la Universidad Politécnica de Madrid y el Centro

Superior de Investigaciones Científicas, UPM-CSIC), por su implicación en el proyecto y la desinteresada colaboración aportada.

A todos aquellos que, sin cuya labor diaria y anónima, no se hubiera podido realizar este Trabajo.

A mi compañera de “fatigas” en el CEADAC, Esperanza Villar López, sin cuya perseverancia y energía durante la realización del estudio, no habría sido posible llegar hasta aquí. Gracias por tu entrega, los momentos de aliento y tu sonrisa.

A mis padres, que me han enseñado con infinito cariño y amor, valores como la perseverancia, la disciplina o el trabajo como camino de desarrollo y sin los que hubiera sido inimaginable abordar este trabajo. A mis hermanos, Gabriel y Elena por su apoyo absoluto.

...Y muy especialmente, a mi esposa, Elena y a mis dos hijos, Ada y Marco, porque su amor incondicional ha sido el “motor” que me ha empujado cada vez que desfallecía tras las largas jornadas de trabajo y por los “días robados” que siempre tendré en deuda.

Muchas gracias a todos.

1-Índice

	Pág.
1. ÍNDICE	9
2. GLOSARIO DE ABREVIATURAS	13
3. RESUMEN	17
4. INTRODUCCIÓN	29
4.1. El Daño Cerebral Adquirido	29
4.1.1. Concepto de daño cerebral adquirido (DCA).....	29
4.1.2. Incidencia del DCA.....	29
4.1.3. Evolución y tendencia actuales de los ratios de supervivencia y morbilidad de los pacientes con DCA.....	30
4.1.4. Rehabilitación de las personas afectadas por DCA.....	31
4.1.4.1. Concepto de Neuroplasticidad.....	32
4.1.4.2. Fases de intervención.....	33
4.1.5. Consecuencias y déficits del DCA.....	35
4.1.5.1. A nivel cognitivo.....	36
4.1.5.2. A nivel social.....	36
4.1.5.3. A nivel sensorio-motor.....	36
4.1.6. Enfoques clásico y actual de la Fisioterapia en la rehabilitación de pacientes afectados por DCA en fase subaguda.....	38
4.2. Valoración de la Funcionalidad de la marcha y riesgo de caídas asociado	40
4.2.1. Métodos de estudio de la marcha.....	40
4.2.1.1. Métodos Cinemáticos (inspección visual, fotografía, vídeo, electrogoniómetros,...).....	42
4.2.1.2. “ Cinéticos (plataformas de fuerza, baropodómetros,...)..	43
4.2.1.3. “ Biomédicos (Act. Muscular: Electromiografía (EMG); Coste energético: Consumos O2, espirometría,...).....	44
4.2.2. Herramientas para el análisis funcional de la marcha.....	44
4.2.2.1. Análisis clínico observacional.....	45
4.2.2.2. Análisis instrumentado; video, pasillo instrumentado, acelerometría, estéreo-fotogrametría, EMG, ergometría.....	47
4.2.3. Principales factores implicados en la alteración de la marcha funcional.....	50
4.2.3.1. Velocidad.....	51
4.2.3.2. Grado de estabilidad.....	52
4.2.3.3. Alteración en las características del paso.....	52
4.2.4. Marcha normal y patológica.....	53
4.2.4.1. Marcha normal; características generales.....	53
4.2.4.2. Trastornos de la marcha.....	57
4.2.4.3. Patrones de marcha patológica más frecuentes en DCA; tipos...	58
4.3. Técnicas actuales de Fisioterapia para la Reeducción precoz de la marcha, basadas en el concepto de Neuroplasticidad	60
4.3.1. Técnicas de Compensación.....	60
4.3.2. Técnicas de Facilitación.....	60

	Pág.
4.3.3. Técnicas basadas en el aprendizaje motor y reeducación motora orientada a tareas.....	64
4.3.3.1. Reeducación específica de la marcha sobre tapiz rodante y con suspensión parcial del peso corporal.....	66
4.3.4. Técnicas de reeducación motora basada en el concepto de Neuronas Espejo.....	68
4.3.5. Técnicas basadas en nuevas tecnologías emergentes.....	70
4.3.5.1. Robótica.....	70
4.3.5.2. Realidad virtual.....	76
4.3.5.3. Interfaz cerebro-ordenador (BCI).....	80
4.3.6. Descripción de Gait Tracer®.....	83
4.3.6.1. Puesta en marcha del sistema.....	84
4.3.6.2. Conceptos e interfaz de Gait Tracer®.....	85
4.3.6.2.1. A-Configuración actual.....	87
4.3.6.2.2. B-Representación gráfica de una configuración.....	88
4.3.6.2.3. C-Presentación de la sesión de trabajo.....	89
4.3.6.2.4. D-Registro de actividad.....	90
4.3.6.3. Barra de herramientas.....	90
4.3.6.3.1. Gestión de sesiones.....	90
4.3.6.3.2. Gestión de configuraciones.....	92
4.3.6.4. Panel de Control de proyección.....	92
4.3.6.5. Calibración del sistema.....	93
4.3.6.6. Funciones básicas de Gait Tracer®.....	95
4.3.6.6.1. Utilización en “Modo manual”.....	95
4.3.6.6.2. Utilización en “Modo Automático”.....	96
4.3.6.7. Integración del fondo y de las marcas de proyección.....	96
4.3.6.8. Gestión de las configuraciones de tratamiento preprogramadas..	97
4.3.6.9. Ejemplos de configuraciones.....	97
5. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	101
5.1. Justificación del estudio.....	101
5.2. Hipótesis.....	102
5.3. Objetivos.....	102
6. MATERIAL Y MÉTODOS.....	105
6.1. Ámbito del Estudio.....	105
6.2. Diseño del Estudio.....	105
6.2.1. Tipo de investigación.....	105
6.2.2. Población diana.....	106
6.2.3. Criterios de inclusión, de exclusión y de finalización de estudio.....	106
6.2.4. Selección del tamaño de la muestra, aleatorización y enmascaramiento.....	108
6.2.4.1. Selección del tamaño de la muestra.....	108
6.2.4.2. Aleatorización y enmascaramiento.....	108
6.2.5. Protocolo de reclutamiento de pacientes y del estudio.....	110
6.3. Descripción de variables.....	115

	Pág.
6.4. Estrategia de análisis	119
7. RESULTADOS	123
7.1. Planteamiento del análisis	123
7.2. Descripción de la muestra	124
7.3. Análisis de resultados	125
8. DISCUSIÓN	149
8.1. Elección de la muestra y variables utilizadas	149
8.2. Diseño y montaje de Gait Tracer[®]	152
8.3. Análisis de los resultados obtenidos	153
9. CONCLUSIONES	167
10. BIBLIOGRAFÍA	171
11. ANEXOS	193
Anexo 1. Carta de solicitud de evaluación de pacientes del CEADAC.....	193
Anexo 2. Acuerdo de colaboración.....	194
Anexo 3. Carta previa de presentación del Estudio a los pacientes.....	196
Anexo 4. Consentimiento informado.....	197
Anexo 5. Formulario de toma de datos.....	199
Anexo 6. Hoja de registro de sesiones de entrenamiento.....	201
12. ÍNDICE DE TABLAS	205
13. ÍNDICE DE FIGURAS	209

2-Glosario de Abreviaturas

ABREVIATURAS

ABD	Acquired Brain Damage
ABVD	Actividades básicas de la vida diaria
ACV	Accidente cerebrovascular
BCI	Brain Computer Interface
CAMF	Centro de Atención de Minusválidos Físicos
CEADAC	Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral Adquirido
CMBD	Conjunto Mínimo Básico de Datos
CIMT	Terapia de movimiento inducido por restricción del lado sano
CRE	Centro de Referencia Estatal
CRMF	Centro de Recuperación de Minusválidos Físicos
DCA	Daño Cerebral Adquirido
DLP	Procesamiento Digital de Luz o “Digital Light Processing”
DT	Desviación típica
EEG	Electroencefalografía
EMG	Electromiografía
EMGs	Electromiografía de superficie
ETC	Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo
EV	Entorno Virtual
FEDACE	Federación Española de Daño Cerebral Adquirido
FNP	Facilitación Neuromuscular Propioceptiva
IMSERSO	Instituto de Mayores y Servicios Sociales
LOPD	Ley Orgánica de Protección de Datos
MMII	Miembros inferiores
RA	Realidad Aumentada
RM	Realidad Mixta
RSJ	Sistemas de rehabilitación jugada
RV	Realidad virtual
RVI	Realidad Virtual Inmersiva
RVNI	Realidad Virtual No Inmersiva
SAAD	Sistema para la Autonomía y Atención a la Dependencia
SNC	Sistema nervioso central
TCE	Traumatismo craneoencefálico
VA	Virtualidad Aumentada
VRBR	Rehabilitación basada en realidad virtual

3-Summary-Resumen

SUMMARY

Introduction.

One of the major challenges faced by developed societies is the strong tendency towards morbidity of their population. Health advances have considerably increased the survival of people after suffering serious pathologies or accidents. However, this survival has frequently been associated with Acquired Brain Damage (ABD) as one of its main consequences. In Spain the number of people with ABD for various causes has increased exponentially in recent years. Thus, several mechanisms have been created to cover these needs, among which is the State Reference Center for Care of the ABD (CEADAC), where these people can continue their rehabilitation process. At this level, health care is articulated through a multidisciplinary team, focused on the person achieving the highest possible level of autonomy. One of the key factors to take into account due to the great morbidity that is established in people with ABD is the functionality degree of the gait pattern that they present in terms of balance, speed, resistance and the risk associated with falling. However, in the consulted bibliography, almost no studies have been found showing gait re-education protocols on treadmill in which the improvement of the gait pattern and the associated fall risk in patients with ABD are specifically treated, that is, significant improvement of the balance, speed and resistance in order to increase their autonomy, reducing the risk to fall and their degree of functional dependence.

Objetives.

The objectives of the Study were: To determine the effectiveness of a Global Reeducation Program to reduce the risk of falls in people who have suffered ABD and to achieve a more functional gait; to analyze the differences between the main characteristics of the gait (balance, speed and resistance) of the users who have used the GaitTracer[®] system and those belonging to the control group; to know the possible variation of the fall risk improvement to according to the type of march reeducation carried out in each group; to estimate if the treatments used should maintain a continuity in time or if this is not necessary, observing if, once the reeducation is finished, the levels of improvement are maintained.

Material and methods.

A controlled and randomized clinical trial was proposed in two groups (Intervention and Control), with concealment of the random distribution. The target population consisted of people aged between 18 and 55 years old, affected by ABD and CEADAC users. It was calculated that the estimated sample size that allowed to detect a minimum difference of 3 points in the scale P.O.M.A. of Tinetti, was of 36 subjects, using the program "GRANMO v7.1" for it. The selection of the sample of 36 individuals (18 users of the Intervention group and 18 users of the Control group) was performed through clinical assessment of the CEADAC users at the time of starting the study, based on the inclusion criteria and defined in it.

The system used consisted of: A TECH-MED[®] treadmill, A LIKO[®] weight suspension system, A DLP Proyector, the GaitTracer[®] Software and a computer.

The protocol consisted of a thirty-minute session, twice a week for each user, on gait treadmill and with the GaitTracer[®] system for the study group. The previous protocol was performed for the users of the Control group, but using the usual CEADAC gait training treadmill, ie without GaitTracer[®] and with verbal support of corrections to be made during the training, as well as visual support by placing a mirror opposite the user. In both groups, a 40% body weight suspension percentage was maintained by a discharge harness, a treadmill slope of 0% and a constant speed of 0.5 km / h. The total duration of the training was eight weeks (a total of 16 sessions).

For the estimation of the risk to fall according to the balance, the speed, the resistance and the subjective appreciation of the subject on the effectiveness of his walking pattern, the following variables were respectively measured and collected: Overall score of the POMA test (Tinetti); Berg test score; "Up&Go Timed" test score; Gait test score of 6 min. (6MWD); FAC scale score and FES (Falls Efficacy Scale) scale score. The variables were studied using a repeated measures analysis model.

Results.

50% of patients in the Intervention group improved by 6 points or more in the Tinetti Scale total score, while only less than 25% of the Control group improved by 6 points or more. It could therefore be stated that there is a 50% chance that a patient using GaitTracer will improve 6 or more points, whereas normally a patient would have less than 25%

probability. Specifically in Tinetti "Balance", there are 3 patients in the GaitTracer[®] Intervention group who improved 5 or 6 points in the scale, while the maximum for the controls is 4, which could indicate that the improvement can be produced by a specific increase of balance during gait training with GaitTracer.

Conclusions.

The results show that a gait re-education program using the GaitTracer[®] system can reduce the risk of falling and achieve a more functional gait in people with ABD. However, it has not been possible in a statistically significant way to determine that the users of the intervention group have improved more in measured gait aspects than those in the control group, although there is a clear tendency towards significance in most of them.

Keywords.

Acquired Brain Damage (ABD), gait rehabilitation, new technologies.

RESUMEN

Introducción.

Uno de los grandes retos al que se enfrentan las sociedades desarrolladas es el de la fuerte tendencia a la morbilidad de su población. Los avances sanitarios han hecho que aumente considerablemente la supervivencia de personas tras sufrir graves patologías o accidentes. Sin embargo, frecuentemente esta supervivencia ha llevado asociado un Daño Cerebral Adquirido (DCA) como una de sus principales consecuencias. En España el número de personas con DCA por diversas causas ha aumentado exponencialmente en los últimos años. Así, se han ideado diversos mecanismos encaminados a la cobertura de dichas necesidades, entre los que está el Centro de Referencia Estatal para la Atención del DCA (CEADAC), donde estas personas pueden continuar su proceso de rehabilitación. En este nivel, la atención sanitaria se articula a través de un equipo multidisciplinar, enfocado a que la persona consiga el mayor nivel de autonomía posible. Uno de los factores clave a tener en cuenta debido a la gran morbilidad que se instaura en personas con DCA, es el grado de funcionalidad del patrón de marcha que presentan en cuanto al equilibrio, velocidad, resistencia y el riesgo asociado a caerse se refiere. Sin embargo, en la bibliografía consultada no se han encontrado prácticamente estudios que presenten protocolos de reeducación de la marcha sobre tapiz rodante en los que se trate específicamente la mejora del patrón de marcha y el riesgo asociado a caer asociado en pacientes con DCA, es decir, mejora significativa del equilibrio, velocidad y resistencia para conseguir aumentar su autonomía, disminuyendo así el riesgo a caer y su grado de dependencia funcional.

Objetivos.

Los objetivos del Estudio, fueron: Determinar la eficacia de un programa de Reeducción Global de la Marcha para disminuir el riesgo de caídas en personas que han sufrido DCA y por tanto, conseguir una marcha más funcional; analizar las diferencias entre las características principales de la Marcha (equilibrio, velocidad y resistencia) de los Usuarios que han utilizado el sistema GaitTracer[®] y aquellos pertenecientes al grupo de control; conocer la posible variación de la mejora del riesgo a caer en función del tipo de reeducación de la marcha realizado en cada grupo; estimar si los tratamientos utilizados deberían mantener una continuidad en el tiempo o si esto no es necesario, observando si una vez terminada la reeducación, se mantienen los niveles de mejora.

Material y métodos.

Se propuso un ensayo clínico controlado y aleatorizado en dos grupos (Intervención y Control), con ocultación del reparto aleatorio. La población diana estuvo compuesta por personas con edad comprendida entre los 18 y 55 años, afectadas por DCA y usuarias del CEADAC. Se calculó que el tamaño muestral estimado que permitiera detectar una diferencia mínima de 3 puntos en la escala P.O.M.A. de Tinetti, era de 36 sujetos, utilizando el programa “GRANMO v7.1” para ello. La selección de la muestra de 36 personas (18 usuarios del grupo de intervención y 18 usuarios del grupo de control) se realizó mediante valoración clínica de los usuarios del CEADAC en el momento de inicio del estudio, en base a los criterios de inclusión y de exclusión definidos en el mismo.

El sistema utilizado estuvo constituido por: Un Tapiz rodante TECH-MED[®]; un Sistema de suspensión del peso LIKO[®]; un Proyector DLP; el Software GaitTracer[®] y un ordenador.

El protocolo consistió en la realización de una sesión de treinta minutos de duración, dos veces a la semana para cada usuario, sobre cinta de marcha y con el sistema GaitTracer[®] para el grupo a estudio. Para los usuarios del grupo de control se realizó el protocolo anterior, pero mediante el procedimiento habitual de reeducación de la marcha en cinta de marcha del CEADAC, esto es, sin GaitTracer[®] y con Apoyo verbal de las correcciones a realizar durante el entrenamiento, más Apoyo visual consistente en un espejo en frente del usuario. En ambos grupos, se mantuvo un porcentaje de suspensión del peso corporal del 40% mediante arnés de descarga, una pendiente del tapiz rodante del 0% y una velocidad constante de 0,5 Km/h. La duración total del entrenamiento fue de ocho semanas (un total de 16 sesiones).

Para la estimación del riesgo a caer en función del equilibrio, la velocidad, la resistencia y la apreciación subjetiva del sujeto sobre la eficacia de su patrón de marcha, se midieron y recogieron respectivamente las siguientes variables: Puntuación global del test POMA (Tinetti); puntuación del test de Berg; puntuación del test “Up&Go Cronometrado”; puntuación del test de marcha de 6 min. (6MWD); puntuación de la escala FAC y puntuación de la escala FES (Falls Efficacy Scale). Las variables se estudiaron mediante un modelo de análisis de medidas repetidas.

Resultados.

El 50% de pacientes del grupo de intervención mejoraron en 6 puntos o más en la puntuación total de la Escala Tinetti, mientras que sólo menos del 25% del grupo de control mejoró 6 puntos o más. Se podría afirmar pues que hay un 50% de probabilidad de que un paciente que use GaitTracer[®] mejore 6 o más puntos, mientras que normalmente un paciente tendría menos del 25% de probabilidad. Específicamente en Tinetti “Equilibrio”, hay 3 pacientes del grupo GaitTracer de intervención que mejoraron 5 o 6 puntos en la escala, mientras que el máximo para los controles es de 4, lo que podría apuntar a que la mejoría se pueda producir por un aumento específico del equilibrio durante el entrenamiento de la marcha con GaitTracer[®].

Conclusiones.

Los resultados demuestran que un programa de reeducación de la marcha, utilizando el sistema GaitTracer[®] puede disminuir el riesgo de caídas y conseguir una marcha más funcional en personas con DCA. Sin embargo, no se ha podido determinar de manera estadísticamente significativa que las personas del grupo de intervención hayan mejorado más en los aspectos de la marcha medidos que las del grupo de control, aunque sí existe una clara tendencia hacia la significación en la mayoría éstos.

Palabras clave.

Daño Cerebral Adquirido (DCA), reeducación de la marcha, nuevas tecnologías.

4-Introducción

4. INTRODUCCIÓN

4.1. EL DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO

4.1.1. CONCEPTO DE DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)

Uno de los retos más grandes al que se enfrentan las sociedades desarrolladas es el de la fuerte tendencia a la morbilidad de su población. Sobre todo debido a que los grandes avances sanitarios han hecho que aumente considerablemente la supervivencia de personas que antes no sobrevivían tras sufrir graves patologías o accidentes. Sin embargo, frecuentemente esta supervivencia ha llevado asociado un DCA como una de sus principales consecuencias. En concreto, en España el número de personas con DCA por diversas causas ha aumentado exponencialmente en los últimos años^(1,2). El Daño Cerebral Adquirido (DCA) configura una realidad sociosanitaria de magnitud creciente y gravedad extraordinaria, que demanda una respuesta cada vez más especializada⁽¹⁾.

Aunque es difícil determinar una definición formal del DCA, la Federación Española de Daño Cerebral Adquirido (FEDACE) lo define como el conjunto de lesiones cerebrales, no existentes con anterioridad en las personas afectadas y que aparecen como consecuencia de una serie de causas⁽³⁾, siendo las principales: los traumatismos craneoencefálicos (TCE), accidentes cerebrovasculares (ACV), trombosis, embolias, hemorragias, tumores cerebrales y enfermedades infecciosas^(1,4).

4.1.2. INCIDENCIA DEL DCA

Dentro del extenso conjunto de patologías que se presentan como causas de DCA, los ACV y los TCE son las más frecuentes en todo el mundo^(1,5).

El ACV constituye la primera causa de invalidez en adultos según la Organización Mundial de la Salud, siendo en España la primera causa de muerte en mujeres y la tercera en hombres^(1,3).

El TCE es la primera causa a nivel mundial de muerte y discapacidad en niños y adultos jóvenes⁽⁶⁾. La incidencia es mayor en hombres (75%) que en mujeres (25%)^(1,4,7).

Pese a no haber datos estadísticos epidemiológicos suficientemente rigurosos sobre el número total de personas afectadas por DCA y sus causas específicas^(2,8), diversos estudios científicos sostienen que la incidencia en España es similar a la de los países de nuestro entorno socio-cultural. En concreto y en el caso del TCE como causa principal de DCA, la primera causa son los accidentes de tráfico que representan aproximadamente un 50% del

total. Las caídas constituyen la segunda causa, representando entre un 20-30% del total⁽⁴⁾, con su consecuente discapacidad funcional y cognitiva^(1,3).

Si hablamos de cifras concretas de personas afectadas en España, se estima que el número total de personas afectadas por DCA, según los resultados de la Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de Dependencia (EDAD) del año 2008, realizada por el Instituto Nacional de Estadística, es aproximadamente de unas 420.064 personas con daño cerebral adquirido (9,3 por cada 1.000 habitantes), refiriendo además que la tendencia es a aumentar en los próximos años. En esta misma Encuesta, se baraja una incidencia media de unos 250 casos de DCA crónicos por 100.000 habitantes⁽⁸⁾.

Estos datos dan una primera aproximación sobre la magnitud del problema que supone desarrollar soluciones de recuperación funcional encaminadas a la disminución de este número tan elevado de personas con niveles discapacidad y dependencia tan importantes. Además, debido a la gran heterogeneidad de las consecuencias del DCA, sería necesario que dichas soluciones se desarrollasen de manera multidisciplinar, con el objetivo de poder realizar un abordaje holístico de la persona afectada^(2,6,7).

4.1.3. EVOLUCIÓN Y TENDENCIA ACTUALES DE LOS RATIOS DE SUPERVIVENCIA Y MORBILIDAD DE LOS PACIENTES CON DCA

Como ya se ha explicado anteriormente, el DCA constituye un problema de primer orden, tanto a nivel nacional como mundial por el número de personas afectadas. Pero además, se puede ver mejor todavía su magnitud si cabe, cuando observamos que es la primera causa de discapacidad tanto en niños como en adultos⁽⁹⁾. Aunque no es objeto del presente trabajo la realización de un análisis exhaustivo sobre los ratios concretos de supervivencia de este tipo de pacientes, sí podemos decir que los datos apuntan a que su ratio de supervivencia está aumentando progresivamente^(9,10), dando lugar a un creciente colectivo de pacientes post-agudos y crónicos con afectaciones cognitivas y físicas en distintos grados, con las consecuentes necesidades de rehabilitación encaminadas al objetivo final de mejorar o mantener la mayor calidad de vida posible de los afectados. Todos estos datos nos dan una aproximación a la magnitud del problema y nos apuntan la necesidad, ya actual, de afrontar los retos que supone en cuanto al desarrollo de nuevos sistemas, herramientas y protocolos de tratamiento de rehabilitación que puedan dar respuestas eficaces, efectivas y eficientes.

4.1.4. REHABILITACIÓN DE LAS PERSONAS AFECTADAS POR DCA;

La rehabilitación, según una de las definiciones más clásicas, que es la del Programa de Acción Mundial para las Personas con discapacidad de Naciones Unidas⁽¹¹⁾ es: “*un proceso de duración limitada y con un objetivo definido, encaminado a permitir que una persona con deficiencias alcance un nivel físico, mental y/o social funcional óptimo, proporcionándole así los medios de modificar su propia vida. Puede comprender medidas encaminadas a compensar la pérdida de una función o una limitación funcional (por ejemplo, mediante ayudas técnicas) y otras medidas encaminadas a facilitar ajustes o reajustes sociales*”. Una definición más actual podría ser la de la Sociedad Británica de Medicina, en la que se define como: “*un proceso de cambio activo por el cual una persona con discapacidades, adquiere el conocimiento y las capacidades necesarias para conseguir una óptima función física, psicológica y social*”⁽¹²⁾. Partiendo de estas definiciones y como ya se ha visto, si complejo es clasificar la diversidad de etiologías que pueden dar lugar a DCA, no menos complejo es definir el proceso de rehabilitación, así como las actuaciones a realizar para intentar acotar y tratar el problema.

Una buena clasificación es la de una intervención en cinco periodos⁽²⁾:

1. **Período previo a la lesión.** Prevención del problema.
2. **Fase de tratamiento médico y quirúrgico de reanimación.**
3. **Fase de tratamiento médico y quirúrgico.** Internamiento en las unidades de medicina intensiva, neurocirugía, etc. Dura desde días a semanas.
4. **Fase de neurorrehabilitación.** Duración desde meses hasta años.
5. **Resto de la vida de la persona.** Cuidados que variarán en función de la afectación final y sus secuelas, pudiendo ser de por vida.

Sin embargo, esta clasificación es tan completa y con un enfoque tan integral, que se tienen en cuenta incluso las intervenciones a nivel preventivo, lo que conlleva la inclusión en el proceso de todos aquellos “actores” de las esferas social, política y económica (y no solo la sanitaria) que influyen de manera transversal. Por ejemplo, a través de la instauración de políticas socio-económicas que favorezcan la prevención.

Sin restar en absoluto la importancia intrínseca que presenta cada una de las etapas en el manejo del DCA y según las fases descritas, sí que se puede ver el peso relativo que tiene la

fase de neurorrehabilitación en este tipo de pacientes, sobre todo a expensas de los tiempos de recuperación necesarios (desde meses hasta años o, incluso, toda la vida). Lógicamente, si se traducen dichos tiempos al gasto sanitario que representan, las cifras se disparan al asignarle los recursos necesarios en cuanto a infraestructuras sanitarias, personal especializado, etc. Por tanto, se hace de suma importancia realizar una rápida y buena intervención de neurorrehabilitación que minimice las posibles secuelas del DCA y maximice la mejor reinserción posible de la persona en su entorno familiar y sociolaboral.

4.1.4.1. CONCEPTO DE NEUROPLASTICIDAD

El DCA generalmente provoca gran alteración en la vida diaria del paciente, sobre todo porque lo más frecuente es que coexistan disfunciones tanto a nivel físico y sensorial, como de tipo cognitivo y emocional ^(13,14).

Actualmente, una vez se produce un daño a nivel cerebral, todas las actuaciones de última generación que se realizan en cuanto a la neurorrehabilitación del paciente están basadas en el concepto de “Neuroplasticidad”.

Hasta que comenzó el estudio del cerebro mediante técnicas de neuroimagen cerebral, se creía que el desarrollo de éste (o recuperación en caso de lesión) se detenía a nivel de la edad adulta. Sin embargo, las nuevas técnicas han permitido demostrar con suficiente evidencia científica que el cerebro puede cambiar y reorganizarse durante toda la vida del individuo a expensas de los cambios que pueden producirse a nivel de las células neuronales. Proceso también denominado “Plasticidad neuronal”^(15,16). Por otra parte, aunque el concepto en sí mismo es de reciente definición, remontándonos en la historia encontramos que ha existido un intenso trabajo de investigación que ha contribuido a poder entender el proceso mediante las actuales técnicas de neuroimagen.

Los principales aportes que dieron lugar a las teorías de la neurociencia moderna podríamos concretarlos en una serie de teorías que sirvieron de pilares para la determinación del concepto de neuroplasticidad. Algunos de los primeros estudios en este sentido fueron los de Pierre Paul Broca, en el año 1861⁽¹⁷⁾ y Carl Wernicke, en el año 1874⁽¹⁸⁾. En sus trabajos, ambos confirmaban que determinadas funciones del lenguaje y la comprensión tenían una base biológica con una zona específica del cerebro encargada de tales aspectos. Ellos determinaron las bases de la “*corriente localizacionista*” que postula que toda función

motora, sensorial y cognitiva posee una ubicación específica a nivel encefálico. Por su parte, Ramón y Cajal en 1888⁽¹⁹⁾ señaló que el cerebro estaba formado por unas unidades estructurales y funcionales más pequeñas, las neuronas, dando lugar a la “*teoría neuronal*”. En 1947, Donald Hebb aportó un aspecto más. Él defendió que la experiencia producía a nivel fisiológico, una remodelación sináptica que estaba directamente relacionada con dicho proceso experiencial. Los estudios de Donald Hebb se basaron en el trabajo de Ernesto Lugaro, cuyo principal aporte fue que en el año 1906 acuñó el término de plasticidad cortical, reconociéndosele actualmente como el autor del concepto *neuroplasticidad*⁽²⁰⁾. Ya en 1999, Camilo Golgi dio un nuevo giro a las tendencias de la época, describiendo la estructura cerebral como un *sincitio*, un todo sin unidades individuales⁽²¹⁾. Los trabajos de Lugaro dieron lugar a estudios más recientes y específicos sobre el crecimiento, desarrollo del tejido nervioso y reorganización de la corteza somatosensorial⁽²²⁻²⁴⁾, ayudando a entenderlo tal y como lo comprendemos actualmente, es decir, como una estructura dinámica, con capacidad de adaptación y plástica.

Por último y prácticamente desde el año 1990 hasta la actualidad, se está desarrollando una enorme labor sobre estudios de investigación de última generación, que evidencian dicha plasticidad cerebral basada en los mecanismos de desarrollo y crecimiento de las células madre neuronales, tales como los de J. Fawcett de la Universidad de Cambridge (año 2009) o M.L. Domboby (año 2011)^(25,26).

Así, el término “Neuroplasticidad” podría quedar definido como la capacidad del cerebro para minimizar los efectos de las distintas alteraciones, tanto orgánicas como fisiológicas, producidas por lesiones a este nivel, readaptándose mediante modificaciones estructurales y funcionales, tanto en las áreas de percepción como en las de cognición e independientemente de la etiología lesional⁽²⁷⁻²⁹⁾.

4.1.4.2.FASES DE INTERVENCIÓN EN NEURORREHABILITACIÓN

La introducción del concepto de neuroplasticidad a nivel del sistema nervioso central (SNC) ha dado lugar consecuentemente a un replanteamiento de los principios de neurorrehabilitación utilizados hasta ese momento ya que se ha podido evidenciar que los procesos de reestructuración neuronal tras la lesión son susceptibles de ser estimulados mediante tratamientos de rehabilitación adecuados⁽³⁰⁻³²⁾. Además, parece de suma importancia iniciar el tratamiento de neurorrehabilitación adecuado, incluso en las primeras

fases, con los objetivos de disminuir las secuelas finales de los pacientes, así como la tasa de institucionalización de éstos⁽³³⁾. En este sentido, cuando un paciente sufre un ictus comienza una “carrera contra el tiempo”, en la que una rehabilitación precoz e intensiva juega un importante papel, ya que se ha demostrado que las personas que inician rehabilitación más allá de los primeros treinta días, presentan una mejor recuperación funcional^(34,35). Recientes estudios apuntan a que podría realizarse de manera segura incluso dentro de las primeras 24 horas del ictus, llegando a optimizar al máximo las posibilidades de mejora en la recuperación funcional posterior^(36,37). Añadido a esto último, recientes estudios demuestran que una recuperación funcional precoz y mejor, conlleva una menor tasa de institucionalización de los pacientes y su consecuente mejora de la calidad de vida⁽³⁸⁾.

Así mismo hay que tener en cuenta que los tiempos de recuperación de un daño cerebral adquirido son relativos y dependen mucho de la causa etiológica. Como ejemplo, se necesitan generalmente tiempos mayores para los casos de TCE severos (entre 12 y 18 meses) que para los de ictus (de 6 a 8 meses), que son las dos etiologías con mayor incidencia de casos. Además se considera el final del proceso cuando se dejan de producir cambios funcionales significativos, pudiendo quedar secuelas que precisen cuidados de por vida⁽³⁹⁾.

Uno de los Modelos de atención que mejor detalla el proceso completo de neurorrehabilitación y de manera pragmática, es el desarrollado por Quemada JI et al. en el año 2007⁽³⁹⁾. Clasifica los periodos de rehabilitación en tres, en función de las Unidades o dispositivos asistenciales especializados de tratamiento que intervienen. En él, se describen las siguientes fases:

- **Fase aguda.** Es el momento más cercano a la instauración del daño cerebral. Se trata de una urgencia vital en la que la persona es hospitalizada en la Unidad de Ictus y el objetivo fundamental es el de la estabilización clínica, así como tratamiento y prevención de complicaciones. Suele durar alrededor de unos 4 meses.
- **Fase subaguda.** La persona con DCA está estabilizada, normalmente ha salido del estado de coma, y es trasladada a la Unidad de Neurorrehabilitación, en régimen de hospitalización. Continúa con cuidados médicos y de enfermería, pero comienza la fase intensiva de rehabilitación multidisciplinar. Interviene un amplio equipo compuesto por: médico rehabilitador, enfermería, fisioterapeutas, psicólogos/neuropsicólogos, logopedas, terapeutas ocupacionales, trabajadores

sociales y médicos de distintas especialidades como consultores (Neurología, Oftalmología, ORL, Psiquiatría, Neurocirugía, Cirugía Ortopédica, etc.). El objetivo fundamental es conseguir el máximo nivel de autonomía y estabilización clínica de la persona para conseguir terminar el periodo de hospitalización y poder pasar a la siguiente fase. Suele durar entre 18 o 24 meses, tras la anterior.

- **Fase de rehabilitación ambulatoria.** En este momento la persona ya no necesita cuidados médicos ni de enfermería continuados, por lo que puede continuar su proceso en el domicilio. Se desplaza al centro de rehabilitación ambulatoria, donde continúa su programa de rehabilitación personalizado. Puede durar entre uno o dos años más.

Hay que tener en cuenta que estas fases explican el proceso completo, pero eso no quiere decir que todos los pacientes superen todos los hitos del proceso hasta la recuperación final.

Así, puede ocurrir que ante un daño cerebral masivo la persona quede estable a nivel hemodinámico, pero en un estado de Coma vigil. En este caso, los cuidados en régimen de hospitalización necesarios se podrían alargar meses, años o incluso toda la vida del paciente, no pudiendo pasar a fases más avanzadas de recuperación.

Esta variabilidad en el proceso es lo que hace tan especial el abordaje de los tratamientos de neurorrehabilitación de pacientes con DCA.

4.1.5. CONSECUENCIAS Y DÉFICITS DEL DCA

El abanico de déficits y secuelas que pueden componer el cuadro de una persona que ha sufrido DCA son múltiples y variables. Las principales secuelas se van a poder dar tanto a nivel físico, como cognitivo y emocional. La variabilidad en cuanto a su gravedad también es enorme, pudiendo instaurarse desde problemas leves hasta situaciones de discapacidad y dependencia severas^(2,3,13,14).

Aunque en esta investigación se trata de estudiar la función de determinados factores motóricos, dado que todas las esferas de la persona son indivisibles y unas afectan sobre las otras, se considera necesario exponer unas pequeñas pinceladas sobre las principales secuelas que afectan a cada esfera de la persona para poder entender mejor la dificultad del manejo en la rehabilitación de estos pacientes. De entre las secuelas que se pueden dar más

comúnmente en los citados niveles y los profesionales de referencia que se van sucediendo en la intervención, estarían las siguientes.

4.1.5.1.A NIVEL COGNITIVO

Esta esfera comprende todas las funciones que nos permiten procesar e integrar aquellos estímulos y respuestas con las que interactuamos con nuestro entorno cotidiano⁽⁴⁰⁾. El DCA puede alterar cualquiera de las funciones cognitivas y en cualquier grado de severidad.

4.1.5.2.A NIVEL SOCIAL

Este nivel representa un aspecto más amplio en cuanto al ámbito relacional de la persona afectada. Aquí el papel principal lo representan los neuropsicólogos, psicólogos y trabajadores sociales (aunque sin perder de vista nunca el resto del equipo multidisciplinar).

Las principales consecuencias que se producen son a nivel de integración y relaciones familiares, sociales y a nivel laboral que puede acarrear gran Discapacidad y Dependencia. El reto desde esta esfera es el de la reinserción completa de la persona afectada por DCA en su entorno familiar y social. En los casos en los que esto no sea posible, se deberán buscar los recursos sociales que den solución a dichas situaciones.

4.1.5.3.A NIVEL SENSORIO-MOTOR

Generalmente, las alteraciones a nivel sensorio-motor son las más aparentes en pacientes con DCA porque dan lugar a trastornos del movimiento normal de la persona, pudiendo incluso impedirlo totalmente. Debido a la alteración de los sistemas de automatización, regulación o coordinación de los movimientos voluntarios del cuerpo, la motricidad deja de ser funcional al perder su flexibilidad y capacidad de adaptación al entorno. Esto hace que se vuelva estereotipada, desorganizada, arcaica y disfuncional⁽⁴¹⁾.

Además, aunque algunas alteraciones físicas no se relacionen directamente con alteraciones cognitivas, sí puede ocurrir que esto se dé, ocasionando cuadros más complejos⁽¹⁴⁾. Ello va a influir en la evolución y pronóstico final de la persona.

Los problemas a nivel sensorio motor son muy variados y van a darse normalmente cuando el daño se produce a nivel de las células o fibras motoras, sensitivas o mixtas y su

consecuencia más frecuente es la espasticidad a nivel de cabeza, tronco y extremidades, pudiendo darse también rigideces y retracciones en estas áreas. También son frecuentes las ataxias y otros problemas de temblores o clonus por lesiones a nivel de corteza cerebral, ganglios basales y cerebelo. A nivel sensorial, las más frecuentes son las diplopías o visión doble y la visión borrosa, sobre todo cuando se producen lesiones “bajas” que afectan a nivel de pares craneales.

En este contexto, lo que sí parece evidente es que uno de los principales factores discapacitantes para la persona que ha sufrido un DCA, es la alteración de su patrón de marcha como consecuencia de la afectación de los mecanismos intrínsecos que la regulan y la hacen funcional para el ser humano. Uno de los primeros estudios realizados para analizar las características de las personas que habían sufrido ictus a nivel mundial fue el de Hatano en 1976⁽⁴²⁾. Su estudio se basó en el primer Registro creado por la Organización Mundial de la Salud en el año 1971, para la observación del Ictus a nivel epidemiológico. Hatano observó que una de las principales disfunciones era la de la pérdida del control motor en las extremidades, siendo la causa más frecuente las hemiplejias.

Posteriormente se han continuado estudiando dichas disfunciones y las repercusiones que éstas tenían en la movilidad y, por tanto, calidad de vida de los pacientes.

Los trastornos de la marcha llevan asociados diversos problemas, pero sin lugar a dudas uno de los más importantes y discapacitantes es el del **riesgo a caer**.

Por otra parte, Los trastornos de la marcha normal se suelen definir por una marcha más lenta, inestable, con alteración de las características del paso (base de sustentación, longitud, rangos de movimiento) o una modificación significativa de la sincronización de ambos miembros inferiores (MMII) sobre lo esperable para la edad de la persona, que generará ineficacia para el desplazamiento y alteración de las actividades de la vida diaria⁽⁴³⁾.

Respecto al estudio del riesgo asociado a caer, sin duda, los trabajos de Tinetti ME y su equipo fueron pioneros en este campo y han sido una de las más valiosas aportaciones en este aspecto. Tinetti desarrolló una escala para valorar la calidad de la marcha y el riesgo asociado a caer, sobre todo a expensas de la calidad del paso y del equilibrio⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾. Se trata de una escala de alta sensibilidad que todavía se utiliza de manera generalizada en clínica.

Posteriormente se describió la posible relación entre el aumento del tiempo de respuesta de pacientes que habían sufrido ictus y su riesgo asociado de caída⁽⁴⁷⁾, así como las caídas y su riesgo asociado, como una de las consecuencias principales relacionadas con el ictus⁽⁴⁸⁾.

Con todo, podemos observar cómo la alteración del patrón de la marcha y su riesgo asociado a caídas puede constituir uno de los factores más discapacitantes para las personas que han sufrido un DCA y por tanto, puede ser de suma importancia hacer una buena rehabilitación funcional a este nivel que les permita mejorar dicho patrón y así, volver a realizar sus actividades de la vida diaria de la manera más normalizada posible, disminuyendo sus grados de discapacidad y dependencia.

4.1.6. ENFOQUES CLÁSICO Y ACTUAL DE LA FISIOTERAPIA EN LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES AFECTADOS POR DCA EN FASE SUBAGUDA

Después de que una persona sufra un DCA, independientemente de su etiología y tras haber pasado la primera etapa crítica y vital, uno de los objetivos prioritarios para los equipos de rehabilitación, la familia y el propio paciente, es el de la recuperación de la marcha como pilar fundamental para la promoción de su autonomía personal.

Por otra parte, tanto el concepto de “neuroplasticidad” como la actual generación de conocimiento en este campo, tanto a nivel de investigación básica como aplicada a clínica, ha sido exponencial⁽⁴⁹⁾, cambiando todos los paradigmas en lo que a procesos de neurorrehabilitación se refiere.

Si bien la prevención primaria sigue siendo el punto crítico de partida desde donde poder reducir la discapacidad por ictus, una rápida y correcta intervención de rehabilitación puede mejorar los ratios de mortalidad y discapacidad de manera significativa⁽⁵⁰⁾.

Ya en el campo de la fisioterapia, el enfoque clásico de los tratamientos de fisioterapia básicamente consistía (y sigue consistiendo, puesto que sigue en uso) en movilizaciones pasivas de los distintos segmentos afectados del cuerpo, en las primeras fases del DCA, con el objetivo mantener el trofismo muscular y articular, así como de evitar rigideces y retracciones. Según comienzan los procesos de “reinervación” y se va produciendo la

recuperación del control motor, se van añadiendo ejercicios activo-asistidos, activos y activos-resistidos según tolerancia.

Una clasificación en función de los enfoques que utilizan las distintas técnicas de fisioterapia podría ser la siguiente⁽⁵¹⁾:

- **Técnicas de compensación.** Mediante estas técnicas se buscaba reentrenar las capacidades que quedaban conservadas tras la lesión neurológica. Son las que primero se utilizaron.
- **Técnicas de facilitación.** Aquí el enfoque ya varía en cuanto a concepto. Estas técnicas sobre todo se basan en mejorar la función mediante la “facilitación” de la calidad de un movimiento dado sobre el miembro parético. Tienen una concepción menos analítica y algo más global de la repercusión de la lesión en la persona. Entre las más estudiadas y utilizadas están: el Método Bobath, el Método Brunnstrom o la Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP), cuyo creador fue Kabat.
- **Nuevas técnicas.** Basadas en los conceptos de “*neuroplasticidad*” y de “*rehabilitación orientada a tareas*”, tales como el “*entrenamiento motor*” o las “*técnicas de restricción motora del miembro sano*”, entre otras.

Mediante un trabajo publicado en 1987, dos fisioterapeutas australianas, Carr y Sheperd⁽⁵²⁾, describieron un procedimiento de trabajo basado en la práctica repetitiva de determinadas tareas funcionales cuyos principios que rigen dicho aprendizaje motor serían: La intensidad, la repetición, la organización de las tareas y la complejidad creciente de éstas⁽⁵³⁾, de forma que la reorganización cerebral estaría orientada a dichas tareas, esto es, se trabaja específicamente sobre el control consciente de la tarea solicitada, más que en los automatismos o sinergias que utiliza el paciente para su consecución.

Esta investigación describe que la reeducación de la marcha según este nuevo paradigma debería comenzarse lo antes posible y no retrasarse hasta que el cerebro éste “maduro” para conseguir un buen control cefálico y de tronco como pasos previos a la bipedestación y marcha, tal y como apunta el Método Bobath por ejemplo. Además, en los últimos años han aparecido numerosos trabajos que describen nuevas modalidades de tratamiento basadas en el máximo aprovechamiento de esta “plasticidad cerebral” y las “técnicas orientadas hacia la tarea”⁽⁵⁴⁻⁵⁶⁾. Un ejemplo de esto es la utilización de novedosos equipos como podrían ser, desde la cinta de marcha con o sin descarga del peso corporal mediante arnés⁽⁵⁷⁻⁵⁹⁾, hasta dispositivos robotizados o incluso sistemas de Realidad Virtual⁽⁶⁰⁾.

Seguidamente se describen diferentes mecanismos para valorar la funcionalidad de la marcha y qué características de ésta pueden ser cuantificables, de manera que permitan valorar también de una u otra forma el riesgo asociado de caer.

4.2. VALORACIÓN DE LA FUNCIONALIDAD DE LA MARCHA Y DEL RIESGO DE CAÍDAS ASOCIADO

4.2.1. MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MARCHA

El concepto de “Marcha normal” es uno de los de más difícil definición, que actualmente está en continuo estudio.

Una definición clásica es la que explica la marcha como *“un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas”*⁽⁶¹⁻⁶⁵⁾.

Otra definición, concisa y sencilla, pero no menos acertada la describe como *“Modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico”*. Se trata pues de una actividad de tremenda complejidad, muy antigua a nivel evolutivo y de carácter automatizado, no automático como muchas veces se cree⁽⁶⁶⁾.

Por último, se podría completar que la marcha normal se caracteriza además, *“por el contacto permanente del individuo con el suelo, con ambos o al menos uno de sus pies”*⁽⁶⁷⁾.

Además, cada persona muestra en su desarrollo unas características específicas e individuales que hacen de su marcha “única” y que vienen determinadas por diversos factores, entre los que están las diferencias existentes entre la masa y la longitud de los distintos segmentos corporales^(66,68).

Todo ello ha hecho que su estudio sea de una enorme complejidad.

Aunque desde finales del siglo XX y hasta la actualidad el estudio del movimiento y de la marcha humana ha experimentado un enorme desarrollo, sobre todo por el apoyo de las nuevas tecnologías emergentes, ha sido siempre un aspecto de enorme interés y estudio desde la antigüedad. Así, ya en la antigua Grecia quedaron escritos los primeros tratados que definían de alguna manera los principios que sustentan las leyes de funcionamiento en las que se basa el ejercicio físico⁽⁶⁹⁾. Aproximadamente en la misma época y ya en Roma, el

romano Galeno estudió y determinó la diferencia entre los nervios motores y los sensitivos, así como entre músculos agonistas y antagonistas⁽⁶⁹⁾.

Posteriormente, durante la Edad Media comenzó una fase en la que apenas hubo avances significativos y ya en la Edad Moderna Leonardo da Vinci realizó enormes aportes desde su interés por el movimiento del hombre, el centro de gravedad y la marcha humana. Estudió la Anatomía del hombre y su capacidad para generar movimiento, relacionó el centro de gravedad con el equilibrio en bipedestación y estudió la mecánica del cuerpo en distintas situaciones como la postura estática bípeda, el salto o la marcha⁽⁷⁰⁻⁷²⁾.

El siguiente “salto” cualitativo se produjo con los aportes al método científico de Galileo Galilei e Isaac Newton. La persona que actualmente es considerado el padre de la Biomecánica, es Giovanni Alfonso Borelli, que fue discípulo directo de Galileo y que realizó profundos estudios sobre el análisis del movimiento y no solo en humanos, sino también en otros mamíferos, insectos, pájaros, etc. Su gran aporte fue el de aplicar el método físico-matemático de su maestro (Galileo Galilei) y lo realizó desde una perspectiva totalmente mecanicista, valiéndose del principio de la palanca para explicar la relación entre las variaciones de longitud, volumen o alineación que se producen en músculos, huesos y articulaciones durante el proceso del movimiento. Según Borelli “...todo puede ser explicado mecánicamente”^(70,73).

Otro gran aporte de esta época fue el que Niels Stensen realizó al describir cómo el músculo consta de una serie de fibras motoras con una zona central que es distinta de sus extremos y que es la única con características contráctiles⁽⁶⁹⁾.

A partir de aquí, ya desde el siglo XIX, hasta la actualidad y con el empuje de la Revolución Industrial, comenzó una nueva era en cuanto al estudio de la marcha. Hasta aquí prácticamente todo el estudio era de tipo observacional, pero con el desarrollo de nuevas tecnologías, tales como: la fotografía, cinematografía, EMG, etc., se abrió un enorme campo de trabajo en cuanto al estudio de la marcha normal y patológica se refiere.

Las actuales técnicas permiten una alta integración entre los aspectos puramente observacionales, cualitativos y los estrictamente cuantitativos, llevando el análisis de la marcha hasta unos niveles de correlatividad que parecían imposibles tan solo hace unas décadas^(74,75).

Por su parte y según Diaz CH, todos los métodos de estudio del movimiento humano se basan en dos tipos de modelos de estudio⁽⁷⁶⁾. El primero sería el basado en la dinámica directa del movimiento, es decir, aquellos en los que el dato de entrada al análisis proviene de la medición de la señal eléctrica de las fibras nerviosas que determinan la activación

muscular y que puede ser captada por EMG, por ejemplo. A partir de estos datos, se pueden aplicar los algoritmos matemáticos para el análisis de la cinemática y cinética del cuerpo. El segundo se centraría en la denominada dinámica inversa, esto es, la utilización de datos cinemáticos (velocidad, desplazamiento, etc.), cinéticos (fuerzas de reacción, etc.) y antropométricos para aplicar posteriormente un modelo biomecánico y lograr obtener determinados datos como ángulos articulares, entre otros. Actualmente, la línea de trabajo más extendida es la que se basa en la dinámica inversa, sobre todo porque en la dinámica directa existen problemas de cuantificación. Por ejemplo, es muy difícil cuantificar la fuerza muscular de manera exacta mediante EMG⁽⁷⁶⁾.

Con todo lo anterior y para poder abordar una descripción que nos aporte una visión general de los distintos métodos de análisis cualitativos y cuantitativos que se utilizan actualmente, en diversos trabajos se diferencia entre **Métodos cinemáticos**, que serían aquellos que estudian el movimiento de manera directa y sin atender a las fuerzas que intervienen en él. **Métodos cinéticos**, que centran el análisis en las fuerzas (internas y externas) que intervienen en el movimiento. Y **Métodos biomédicos**, que analizan específicamente determinados cambios de los parámetros fisiológicos y metabólicos que intervienen durante la realización de la marcha^(68,77,78).

4.2.1.1.MÉTODOS CINEMÁTICOS;

Uno de los principales métodos en este grupo es el del Examen Clínico Observacional. En él se realiza una exploración física de la persona a nivel neurológico, del aparato musculoesquelético y del equilibrio y marcha⁽⁴³⁾. Para ello se utilizan herramientas tales como el análisis visual sistemático directo (o estimación visual directa), el goniómetro, la cinta métrica o la báscula, además de una serie de pruebas y test funcionales objetivos de probada eficacia, como pueden ser el Test de Tinetti⁽⁷⁹⁾ o el Test de “Up&Go”⁽⁸⁰⁾ que más adelante se detallarán.

De los métodos cinemáticos instrumentalizados para la recogida de datos basados en la aproximación de la dinámica inversa, los más utilizados actualmente son: el rastreo por medio de electrogoniómetros (goniometría digital), rastreo electromagnético, rastreo por ultrasonido y videogrametría (que es una técnica derivada de la fotogrametría) en dos y tres dimensiones⁽⁸¹⁾.

4.2.1.2.MÉTODOS CINÉTICOS;

Los equipos más desarrollados y extendidos son las plataformas de fuerza y baropodómetros que se comenzaron a estudiar entorno al año 1966. Pioneros de este trabajo fueron Rabischong y sus colaboradores que utilizaron una serie de captadores magnéticos de presión que iban montados en una plantilla o en un tapiz⁽⁸²⁾. Por su parte, uno de los primeros baropodómetros fue utilizado por Martorell, ya en 1971. Hasta la década de los 80 numerosos investigadores fueron perfeccionando los distintos sistemas de presión, pero no fue hasta finales de dicha década cuando se consiguió dar un salto sustancial con los nuevos y potentes sistemas informáticos que aparecieron. Estos sistemas permitieron grandes mejoras, tanto a nivel de la toma de datos, como del análisis de los mismos⁽⁸²⁾. Como ejemplos representativos, sobre todo por su repercusión a nivel comercial, en 1992 Rose et al. utilizaron el denominado sistema F-SCAN[®], consistente en una plantilla sensorizada que consta de 960 sensores resistivos que permiten la detección y visualización de la presión plantar durante la marcha. Además permite también la grabación de los datos obtenidos para posteriores análisis⁽⁸²⁾. En 1993 se desarrolló otro sistema para detectar anomalías en los apoyos plantares, el sistema PODOTRACK[®], cuya principal mejora consistía en que permitía el estudio del apoyo con una resolución que hasta ese momento no había sido posible. Por su parte, para el análisis puramente cinético se han desarrollado en España recientemente diversos equipos, algunos de enorme complejidad técnica y con el Instituto de Biomecánica de Valencia como principal dinamizador en lo que se refiere a la investigación e innovación sobre estos sistemas. Así, tenemos por ejemplo el sistema DINASCAN/IBV[®], compuesto de una serie de plataformas instrumentadas mediante cuatro captadores extensiométricos que permiten un análisis instrumentado de la marcha y el equilibrio de alta calidad. Otro importante aporte es el desarrollo de las plantillas instrumentadas. Éstas llevan incorporado un sistema de telemetría que permite el análisis en tiempo real (como el sistema Biofoot/IBV 2001[®]), y que tiene importantes aplicaciones en el ámbito de la medicina (Rehabilitación, Neurología, etc.) o en el deporte, entre otros⁽⁸³⁾.

4.2.1.3.MÉTODOS BIOMÉDICOS;

En este apartado se podría englobar a todos aquellos parámetros que están directamente relacionados con la actividad bio-química del organismo y que reflejarían los procesos de la fisiología de la persona que ésta pone en juego durante el proceso de la marcha.

Los parámetros que más frecuentemente se monitorizan a este nivel y de manera genérica, son:

- La **actividad eléctrica a distintos niveles**. La actividad eléctrica del músculo se mide mediante la EMG. La función de la actividad eléctrica cerebral se recoge mediante equipos de Electroencefalografía (EEG).
- El **coste energético y monitoreo del gasto cardio-respiratorio**. Tomando como referencias el Gasto cardiaco, Saturación de oxígeno en sangre (mediante Electrocardiografía y Pulsí-oxímetro), Tensión arterial (medida con un Tensiómetro), medición de determinados componentes y Gases arteriales o venosos (mediante analítica y Gasometrías arteriales o venosas) y los volúmenes y velocidades de aire (a través de Espirometría), entre otros.

A continuación se va a realizar una descripción de aquellas herramientas más utilizadas a la hora de realizar el análisis funcional de la marcha y el riesgo asociado a caídas que presentan las alteraciones de los diferentes factores del movimiento estudiados en dicho análisis.

Las herramientas que se van a describir, actualmente se suelen utilizar de manera combinada. Así, uno de los métodos más utilizados es el de la combinación de plataformas dinamométricas (para la toma de datos cinéticos), con técnicas de videogrametría (datos cinemáticos) e incluso frecuentemente todo unido a sistemas de EMG dinámica⁽⁸⁴⁾.

4.2.2. HERRAMIENTAS PARA EL ANÁLISIS FUNCIONAL DE LA MARCHA Y RIESGO ASOCIADO DE CAÍDAS

Si difícil es determinar qué patrón de marcha es el ideal para el ser humano, no menos difícil es saber aquellos patrones más funcionales y por tanto, con menor riesgo de terminar en una caída que pueda aumentar los niveles de discapacidad e incluso dependencia de la persona.

Dado que, según el Diccionario de la real Academia Española, se define “riesgo” como “1. m. *Contingencia o proximidad de un daño*”⁽⁸⁵⁾, es prácticamente imposible determinar o medir de manera directa el “riesgo a caer” al no poder cuantificar “cuanto de próxima” está la persona a caerse antes de que ocurra. Por tanto, ante la imposibilidad de predecir de manera cuantificable exacta y directa un hecho futurible, las diferentes líneas de investigación se han enfocado en la determinación estadística de ese riesgo, realizando así una aproximación indirecta. Es decir, lo que hasta el momento se ha hecho ha sido valorar a nivel epidemiológico la influencia de distintos parámetros concretos que sí pueden ser medibles con respecto al equilibrio o la marcha y ver cómo éstos, correlacionan con las caídas sucedidas en determinado espacio de tiempo y para determinados grupos de población con discapacidades y patologías que cursan con alteraciones de la marcha. Un ejemplo representativo de todo esto lo constituye el estudio denominado “ICARE: investigación de la caída accidental”⁽⁸⁶⁾.

A partir de aquí, se han ido desarrollado distintas pruebas funcionales de alta correlación con el “riesgo a caer” que permiten cuantificar de manera indirecta dicho riesgo, en función de la calidad de determinados parámetros del movimiento que se han ido identificando como “claves” para definir aquel patrón de marcha que se podría considerar suficientemente funcional y seguro.

Diversos trabajos clasifican la manera en la que van a evaluar a la persona con trastorno de la marcha en función de las herramientas que van a utilizar^(43,87). Así, una correcta evaluación de estos sujetos pasa por un completo **Análisis Clínico Observacional** que se realiza mediante una estimación visual directa en la que, además, se pasan diversos test funcionales, y un **Análisis Instrumentado** que generalmente está compuesto por herramientas objetivas de medición tales como, la Posturografía⁽⁸⁸⁾ o el denominado Laboratorio de marcha⁽⁸⁴⁾.

A continuación se exponen someramente las pruebas, tanto no instrumentadas como instrumentadas, que por su correlatividad probada con el riesgo a caer, más comúnmente podrían componer un protocolo de valoración de pacientes con trastorno la marcha^(43,87).

4.2.2.1. ANÁLISIS CLÍNICO OBSERVACIONAL;

En el análisis clínico observacional es importante partir de una exploración física tanto general, como de los distintos segmentos del cuerpo. Sobre todo debería estar centrada en el examen musculoesquelético y neurológico (incluyendo pares craneales), sin olvidar las

funciones motoras (fuerza, tono, reflejos, etc.) y sensoriales (sensibilidad superficial y profunda), cardiorespiratorias y mentales (dirigido sobre todo a la detección de alteraciones cognitivas).

Algunos de los Test específicos más utilizados a este nivel pueden ser:

- Test de *Apoyo monopodal*. En este caso se cronometra el tiempo que se mantiene el paciente sobre un pie. Es un buen predictor de caídas⁽⁸⁶⁾. Si la persona solo es capaz de mantener la posición durante menos de 5 segundos, se considera anormal.
- Test de *Romberg progresivo*⁽⁸⁹⁾. En esta prueba se pide al paciente que se mantenga de pie con los pies juntos durante 10 segundos, primero con ojos abiertos y, después, cerrados. La prueba se repite con los pies en semitándem y tándem para aumentar la sensibilidad del test. Los pacientes con problemas a nivel vestibular y propioceptivo pierden la estabilidad al cerrar los ojos.
- Test de *Alcance funcional*⁽⁹⁰⁾. Mide la distancia que un paciente puede alcanzar con su brazo extendido mientras permanece de pie sin desplazar sus pies. Este test explora el equilibrio y predice caídas cuando dicha distancia es menor de 10 cm.
- Test de *Tinetti*^(44,46,91). Se trata de un test de observación directa que permite una de las valoraciones más objetivas del equilibrio y de la marcha para detectar riesgo de caídas que se pueden realizar sin utilizar análisis instrumentado, habiendo sido validado mediante numerosos estudios. Tiene como desventajas que se necesita personal sanitario entrenado y que dura unos 10 a 20 min.
- Test *Get up and go*⁽⁸⁰⁾. Esta prueba, denominada “levántate y anda”, es otra de las más sencillas para la clínica diaria. Presenta una buena correlación con movilidad funcional y equilibrio.
- Test de *Marcha de 6 minutos*^(92,93). Otra prueba muy extendida y que permite obtener fácilmente la velocidad de marcha. Por otra parte, presenta muy buena correlación con la condición aeróbica, capacidad funcional y morbimortalidad.

- *Falls Efficacy Scale*^(45,94,95). Esta escala valora un aspecto fundamental de las personas con alteración de la marcha y riesgo de caída. Se trata del miedo a nuevas caídas y de la percepción subjetiva que ellos tienen sobre la funcionalidad de su marcha. Según Jørstad et al. (2005), esta escala es una de las herramientas más utilizadas actualmente a nivel internacional para la valoración integral del síndrome poscaída.

Los Test de “*Tinetti*”, “*Get up and Go*” (en su versión cronometrada), “*Marcha de 6 minutos*” y “*Falls Efficacy Scale*”, han sido de elección para esta investigación, por lo que se desarrollarán posteriormente en la metodología de este trabajo.

Hay que recalcar que las escalas descritas no son las únicas que se utilizan. Se han desarrollado en las últimas décadas multitud de herramientas para la valoración del riesgo de caídas e intentar su prevención, pero no todas son válidas para las distintas características de cada caso específico, o se necesita mayor equipamiento y tiempo en su realización⁽⁸⁷⁾. Por ello, es importante aproximarse al problema con una serie de instrumentos de alta correlatividad con riesgo a caída y que sean de fácil administración, para posteriormente y en caso necesario, utilizar aquella herramienta que aporte más información sobre aquel aspecto concreto que lo requiera.

4.2.2.2. ANÁLISIS INSTRUMENTADO;

Las herramientas para el análisis instrumentado de la marcha tienen como ventaja principal que son mucho más objetivas, dando lugar a una valoración más detallada y diagnóstica. Sin embargo, generalmente requieren de espacios y equipos específicos para valoración y que normalmente presentan un coste mayor. Además, los tiempos necesarios para la preparación del paciente y realización de la prueba suelen ser bastante mayores que en el análisis no instrumentado⁽⁸⁷⁾.

Las herramientas específicas más utilizadas a este nivel son:

- La *posturografía*⁽⁸⁸⁾. Se trata de una técnica de relativamente reciente utilización en el ámbito clínico y que es especialmente útil para detectar a los pacientes con riesgo de caídas. El equipo utilizado se denomina *Posturógrafo*. Este instrumento realiza una completa evaluación objetiva del control postural. Lo realiza a partir de la información recogida por una plataforma dinamométrica que es procesada en un ordenador, en

tiempo real, y que permite cuantificar datos relativos al funcionamiento de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo, mediante el estudio del movimiento del centro de presiones de cuerpo. Estos tres sistemas participan de manera conjunta y coordinada en el control del equilibrio, las estrategias de movimiento para el mantenimiento de éste, los denominados límites de estabilidad de la persona y la capacidad de control voluntario que presenta para el desplazamiento de su centro de gravedad. Para poder determinar el riesgo de caídas mediante posturografía, lo que hace el sistema es comparar y contrastar los datos cuantificados del paciente, con los de una base de datos que recoge datos de población sana de la misma edad. La posturografía contribuye a orientar y seleccionar mejor un tratamiento, rehabilitar mediante técnicas de retroalimentación y controlar la eficacia del mismo⁽⁸⁷⁾.

- El *laboratorio de marcha*. En estos espacios se cuenta con equipos que permiten realizar pruebas más objetivas y complejas como: acelerometría, foto o videogrametría, EMG, uso del pasillo instrumentado, etc.⁽⁴³⁾.

En realidad y siendo estrictos en el concepto, un laboratorio de marcha sencillo podría estar compuesto simplemente de herramientas menos “tecnológicas”, tales como: cronómetro, cinta métrica, etc. Sin embargo, actualmente una de las combinaciones más frecuentes que se estructura en los laboratorios de marcha, es la de una composición que conjuga plataformas dinamométricas para la cinética, con técnicas de videogrametría para la cinemática y que, además, suele completarse con sistemas de registro de EMG dinámica^(43,84,87). Por ello, se ha ido generalizando el concepto de “laboratorio de marcha” a este tipo de configuración concreta, aunque en función de aquellos aspectos que se quieran estudiar y controlar, las configuraciones podrían ser totalmente distintas⁽⁸⁴⁾. Dada la gran complejidad y heterogeneidad de pruebas y equipos de medición a este nivel, simplemente se van a exponer unas pincelas que describan brevemente los citados componentes de uso más generalizado en los análisis clínicos de la marcha.

En primer lugar la *videogrametría*, que es una técnica derivada de la fotogrametría que se vale de imágenes de algún objeto tomadas desde varios puntos de vista para realizar una reconstrucción tridimensional de él⁽⁷⁶⁾. Aunque la videogrametría es una aproximación usada para la reconstrucción tridimensional, puede ser aplicada para el análisis bidimensional del movimiento, mediante el uso de una cámara situada paralela

al plano que se analizará⁽⁷⁶⁾. Por tanto, la videogrametría permite el análisis de la marcha en 2 y 3 dimensiones.

La obtención de los datos cinemáticos suele realizarse a través de las denominadas *plataformas dinamométricas o de fuerzas*. Las plataformas de fuerzas constan de unos sensores que pueden ser de distintos tipos (compuestos por cristales piezoeléctricos, de galgas extensiométricas, capacitativas, etc.)^(63,78). Estas plataformas solo pueden registrar dos tipos de fuerzas: las fuerzas verticales y las fuerzas de corte medio-lateral y antero-posterior. Por ello, aquellos parámetros cinéticos relevantes que incluyen la presión (fuerza / área) ejercida por debajo del pie, no pueden ser cuantificados por estas herramientas, requiriéndose *calzado especial* que cuenta con sensores para medir las fuerzas ejercidas en diferentes partes del pie o *pasillos sensorizados*⁽⁹⁶⁾. Éstos últimos no son más que una sucesión de superficies dinamométricas que van registrando los datos obtenidos de sus sensores de manera secuencial, para ser procesados posteriormente por equipos informáticos.

Por último, pero no menos importante, tenemos la *EMG dinámica*, con la que se puede registrar la actividad de varios grupos musculares de manera simultánea, por medio de electrodos de superficie (para músculos superficiales) y electrodos de alambre fino (para análisis de músculos profundos). La EMG se refiere al análisis de las actividades del músculo y la determinación de la duración y la intensidad relativa de la actividad muscular; los registros de EMG proporcionan un medio útil para determinar patrones de activación muscular durante la marcha⁽⁹⁶⁾. Este parámetro junto con las medidas obtenidas por la cinética, permite separar de forma objetiva las alteraciones primarias de las compensatorias⁽⁴³⁾.

Además de todo lo descrito, para un análisis de la marcha en el que utilicemos de manera combinada todos estos instrumentos para conseguir el máximo de información objetiva posible, se requiere del posicionamiento de marcadores en la persona, de acuerdo a medidas antropométricas previas y que las cámaras puedan detectar y utilizar como referencias para el procesamiento digital posterior. También será necesaria una previa calibración del sistema, de las plataformas de fuerza y la determinación de la longitud del pasillo, que debería tener longitud suficiente para que el paciente logre realizar más de un ciclo de la marcha a cadencia libre^(84,96).

Un ejemplo de este tipo de equipamiento es el sistema Peak Motus® que se emplea para el análisis del movimiento en el que mediante cámara de vídeo, se realiza estudio tridimensional (parámetros biomecánicos, velocidades, aceleraciones, centro de masas,

etc.) y se combina este análisis con plataformas de fuerza, sensores de presión y EMG⁽⁹⁷⁾.

Con todo lo reseñado y a modo de breve síntesis, se puede ver que existen diversos métodos, tanto no instrumentalizados como instrumentalizados, para medir a nivel clínico los múltiples factores que intervienen en el proceso que denominamos marcha. Además, la numerosa investigación realizada, así como la irrupción en el ámbito sanitario de las nuevas tecnologías, permiten interpretar los datos obtenidos con las distintas pruebas y test prácticamente en tiempo real, comparándolos con amplias bases de datos de población sana para determinar alteraciones estereotipadas que pueden sugerir incluso la etiología del trastorno de marcha sufrido^(63,65).

Definidas las herramientas se analizan aquellos parámetros susceptibles de ser medidos de manera objetiva y que determinarían si una persona presenta algún trastorno de la marcha o no. Además, habría que tener en cuenta que las herramientas y métodos a utilizar para cuantificar dichos parámetros en cada caso, van a depender del tipo de estudio a realizar y del tipo de pacientes que se desee estudiar⁽⁸⁴⁾.

Así, podría realizarse un estudio de la marcha suficientemente completo mediante el control de ciertos parámetros espaciotemporales, cinemáticos y de manera no instrumentalizada, en el caso de que estuviéramos realizando un estudio en el que nuestro tiempo de análisis de cada paciente fuera limitado porque se trate de pacientes de muy baja resistencia debido a sus patologías, por ejemplo.

A continuación se describirán los principales factores implicados en la alteración de la marcha que podrían generar un patrón de ésta menos funcional. El estudio del grado de funcionalidad de la marcha en pacientes con DCA es de suma importancia ya que cuanto más disfuncional es, más significativo es el aumento del riesgo a caer y mayor la dificultad a la hora de realizar sus actividades de la vida diaria.

4.2.3. PRINCIPALES FACTORES IMPLICADOS EN LA ALTERACIÓN DE LA MARCHA

Los trastornos de la marcha se definen por una lentificación de la **velocidad** de la marcha, **inestabilidad** y **alteración de las características del paso** (base, longitud, rangos de

movimiento) o modificación en la sincronía de ambas extremidades inferiores (EEII), sobre lo esperable para la edad de la persona, generando una marcha disfuncional y alterando las actividades de la vida diaria^(43,98).

El DCA generalmente provoca gran alteración en la vida diaria del paciente, tanto en los aspectos físicos y sensoriales como cognitivos y emocionales^(13,14). Dado el estado funcional de estas personas y la cantidad de posibles déficits que pueden coexistir e interactuar en su estado funcional, uno de los factores clave a tener en cuenta debido a la gran morbilidad que presenta, es el grado de alteración de la funcionalidad del patrón de marcha que suelen presentar⁽⁹⁹⁾ y el riesgo asociado a caerse, así como las consecuencias tras la caída⁽⁸⁶⁾.

Como ya se ha expuesto, las causas pueden ser múltiples, pero lo más frecuente es que se encuentren alteraciones neurológicas como etiología (60% de los pacientes)⁽⁴³⁾. Además, hay que tener en cuenta que la hemiplejía es una de las consecuencias más frecuentes tras sufrir DCA, aproximadamente en el 70% de los casos⁽⁴²⁾. Por todo ello, el estudio de estos factores sería indispensable a la hora de determinar qué alteraciones concretas presenta un paciente que sufre un DCA y a qué niveles, con el objetivo de poder instaurar el tratamiento rehabilitador de la manera más personalizada, eficaz y eficiente posible.

4.2.3.1. VELOCIDAD DE LA MARCHA

Es una de las medidas resultado más utilizadas para determinar la funcionalidad de la marcha en personas con DCA⁽¹⁰⁰⁾.

Se podría definir como Distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo^(68,78). Se mide en centímetros o metros por segundo⁽⁶⁵⁾. La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos puede variar entre 1.28 y 1.40 m/seg⁽⁶⁵⁾, aunque pueden existir ligeras diferencias en función del sexo y la edad⁽⁶³⁾.

Uno de los test funcionales más fiables para evaluar la velocidad en personas con DCA de manera sencilla, de alta correlatividad con la capacidad para realizar las actividades de la vida diaria, que no requiere mucho tiempo en su realización y sin necesitar de herramientas complejas, es el *Test Velocity Gait*⁽¹⁰¹⁻¹⁰⁵⁾. Más adelante se describirá en la metodología, por constituir la velocidad de la marcha una de las variables a estudio de la investigación.

4.2.3.2.GRADO DE INESTABILIDAD

El grado de inestabilidad está relacionado directamente con el grado de equilibrio de la persona, siendo la alteración de éste uno de los principales factores de riesgo a caer en personas afectadas por DCA⁽¹⁰⁶⁾. A mayor equilibrio mayor estabilidad y por tanto, menor riesgo a caer y viceversa. En la práctica clínica diaria, en la que por lo general no se cuenta con excesivo tiempo ni medios técnicos, se han desarrollado diversos test que presentan una altísima correlatividad respecto al grado de equilibrio de la persona y el riesgo de caer asociado que ésta presenta.

Entre las pruebas más utilizadas a nivel internacional por su fiabilidad, sensibilidad a la hora de detectar los problemas de equilibrio y su correlatividad, incluso entre ellas mismas, tenemos: la *Escala de Berg*⁽¹⁰⁷⁻¹⁰⁹⁾, el *Test de Tinetti*⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾ y el *Test de Up&Go Cronometrado*^(80,110,111).

4.2.3.3.ALTERACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL PASO

La alteración de las características del paso (base de sustentación, longitud, rangos de movimiento, etc.) es otro de los factores que nos podrían permitir determinar la funcionalidad del patrón de marcha de una persona. Una de las principales consecuencias que las alteraciones de las características del paso tienen sobre la marcha, es que la hace más disfuncional, siendo más inestable, menos eficaz y con más gasto energético^(99,112-114). Esto mermaría la resistencia y el rendimiento de la marcha de la persona, aumentando así consecuentemente, el riesgo a caer.

Dos pruebas que parecen capaces de medir con bastante fiabilidad el rendimiento de la marcha en función de las características del paso y su relación con el riesgo de caer son:

- En cuanto a las características del paso como tal, tenemos nuevamente el *Test de Tinetti*⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾, que tiene una parte específica que controla los parámetros de la marcha citados (calidad del paso, longitud, base de sustentación durante la marcha, estabilidad en los giros, etc.).
- Por su parte y a expensas de la mejora de la resistencia, una buena herramienta es el Test de Marcha de 6 minutos, o “6MWD”^(92,93).

4.2.4. MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA

4.2.4.1. MARCHA NORMAL; CARACTERÍSTICAS GENERALES

Definir de manera formal el concepto de “marcha normal” es algo sumamente difícil, debido a la multitud de factores que interactúan en dicho proceso. Tanto extrínsecos como intrínsecos.

La marcha se puede entender como un constructo en el que se conjugan e interactúan dos fenómenos, el equilibrio y el desplazamiento. Partiendo del primero, conseguiremos realizar los ajustes necesarios en un proceso que provocará el desplazamiento.

El ser humano debe conseguir una postura estable en bipedestación antes de poder comenzar la locomoción⁽⁶¹⁾. Por tanto, el primer reto del ser humano es el de conseguir la adopción de la posición vertical y mantenerla en forma estable.

De esto se encarga el equilibrio. Pero, además, ese equilibrio debe mantenerse durante todo el proceso de locomoción. Es decir, que en realidad necesitamos tener un **equilibrio estático**, necesario para mantener nuestra postura y un **equilibrio dinámico**, que nos mantiene erguidos y en posición bípeda durante el desplazamiento en el espacio⁽⁴³⁾.

Para conseguir todo esto, el ser humano pone en juego todos los recursos de los que dispone, de manera que tanto para mantener el equilibrio como para la conseguir la marcha, se requiere de una afinadísima interacción de los sistemas que componen el aparato locomotor y el sistema nervioso (tanto central como periférico). Así, la persona cuenta con las distintas vías encargadas de llevar la información al sistema nervioso central y que son principalmente las vías: visual, vestibular y propioceptiva. Una vez la información se encuentra a ese nivel, contamos con toda una serie de centros de procesamiento, integración y coordinación de esta información que se encuentran principalmente ubicados en los hemisferios cerebrales, el cerebelo y el tronco encefálico. Las respuestas motoras, ya procesadas, llegan por distintas vías (piramidal y extrapiramidal) confluyendo a nivel del aparato músculo-esquelético donde producirán la acción programada⁽⁴³⁾.

Todo este circuito da lugar a la construcción de un patrón motor en el que intervienen de manera simultánea, tanto decisiones de tipo voluntario que requieren a su vez de la interacción de las capacidades cognitivas de la persona, como de continuos ajustes que han sido automatizados mediante el aprendizaje motor del sujeto y de sus reflejos posturales.

Dentro de esas tareas que el ser humano va automatizando para poder mantenerse erguido, se encuentran las denominadas “respuestas posturales”, que consisten en una serie de contracciones sinérgicas y coordinadas de los músculos del tronco y de las extremidades que tienen el objetivo principal de corregir y controlar constantemente el balanceo corporal, permitiendo así mantener la posición vertical del cuerpo. El ser humano, para mantener el equilibrio, utiliza distintos tipos de estrategias como son: la estrategia de tobillo, la de cambio de peso, la de suspensión o la de cadera⁽¹¹⁵⁾.

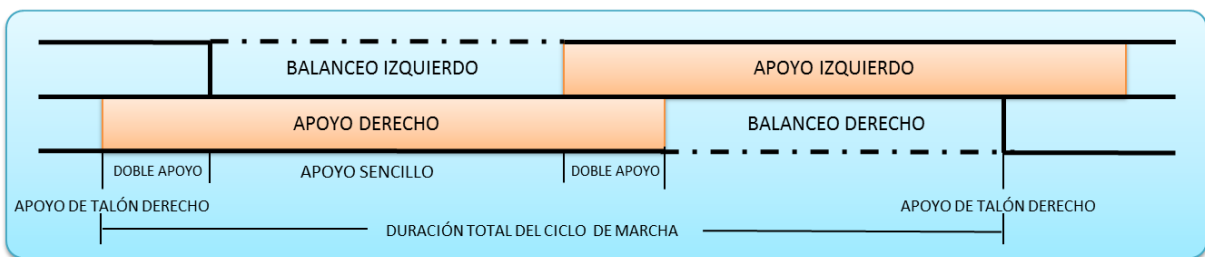


Figura 1: Esquema del Ciclo de Marcha (adaptación propia)

El ciclo de marcha se inicia cuando el talón contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie⁽⁴³⁾.

Para conseguir de manera efectiva el inicio de la marcha y por tanto el desplazamiento, mientras el cuerpo de la persona se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el apoyo siguiente. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y en el período de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo; es el período de doble apoyo⁽⁶³⁾.

Otro factor a tener en cuenta es que durante el desplazamiento, el individuo ha de contrarrestar las fuerzas de la gravedad a distintos niveles y vencer resistencias ocasionando un gasto de energía⁽⁶⁶⁾.

El ciclo de la marcha puede dividirse en dos fases: Fase de soporte o de apoyo (que constituye el 60% del ciclo) y fase de balanceo o de oscilación (representa el 40% del ciclo); en ocasiones los dos pies se encuentran en contacto con el suelo, este evento se denomina periodo de doble soporte, (de un 20% de duración sobre el ciclo completo) y se presenta en dos ocasiones durante el ciclo, al iniciar y al culminar la fase de soporte⁽⁹⁶⁾.

Una representación clásica del esquema del ciclo de marcha con sus fases, podría ser la de la Figura 1.

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo ocupado en la fase de balanceo y disminución de la fase de doble apoyo. A medida que disminuye la velocidad de la marcha, la duración de la fase de doble apoyo aumenta⁽⁶²⁾.

Existen una serie de parámetros que pueden caracterizar distintos aspectos del paso, de los desplazamientos del centro de gravedad y de los movimientos articulares⁽⁴³⁾.

Estos parámetros, son:

- **Longitud del paso.** Es la distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral (40cm. aprox. aunque depende de la estatura del individuo). Este aspecto queda representado en la Figura 2.

- **Amplitud de base.** La distancia entre ambos pies, generalmente medida entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación y equivale a 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad. Al igual que el anterior, queda representado en la Figura 2.

- **Altura y ángulo del paso.** El movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 centímetros al paso, evitando el arrastre de los pies. Por su parte, el eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión (línea de dirección de la marcha); normalmente, está entre 5° y 8°⁽⁹⁶⁾.

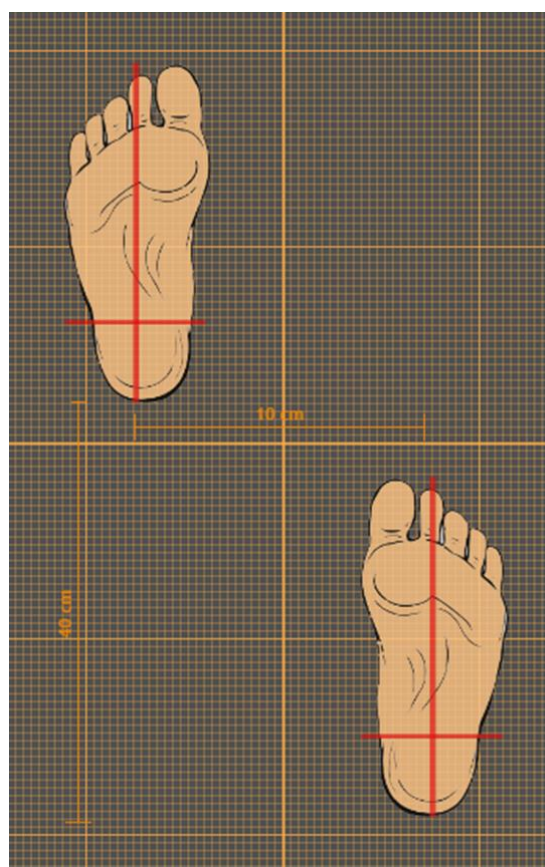


Figura2: Longitud del paso y Amplitud de base

- **Cadencia o ritmo del paso.** Cada persona tiene una cadencia preferida, que se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 a 120 pasos/min.

- **Velocidad.** Normalmente se aproxima a 1 metro por segundo; sin embargo, puede variar en un rango entre 2 y 4 Km./h., dependiendo del largo de las extremidades inferiores y la resistencia aeróbica del individuo.

- **Oscilación vertical del centro de gravedad.** En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, alrededor de 5 cm de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del doble apoyo.

- **Desplazamiento lateral.** Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado en que se apoya el peso del cuerpo, generando una oscilación de un lado hacia el otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es de 5 cm. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio.

- **Movimiento articular.** La rodilla se mantiene en flexión de 10° a 20° en todo el ciclo, excepto cuando se extiende en el momento previo al choque de talón. El tobillo se mueve desde 0° a 5° de dorsiflexión hasta 30° de flexión plantar. La máxima flexión de cadera es de 30° y ocurre en el momento del choque de talón. La pelvis, además del descenso horizontal (5°), rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 4° a cada lado. Esta característica permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total.

Una vez estudiados los parámetros descritos en la población sana, la importancia de éstos radica en que pueden ser fácilmente cuantificables y por tanto, ver qué desviaciones de cada uno de ellos pueden presentarse en un paciente⁽¹¹²⁾.

4.2.4.2. TRASTORNOS DE LA MARCHA

Los trastornos de la marcha se definen por una lentificación de la velocidad de la marcha, inestabilidad, alteraciones en cualquiera de las características del paso (longitud, amplitud de la base, rangos de movimiento) o modificación en la sincronía de ambas extremidades inferiores, sobre lo esperable para la edad de la persona, generando ineficacia para el desplazamiento y alterando las actividades de la vida diaria⁽⁴³⁾.

Lo más frecuente es que se encuentren alteraciones neurológicas asociadas entre las distintas causas posibles. La pérdida de simetría del movimiento entre los dos hemisferos se debe a trastornos unilaterales⁽⁴³⁾.

Si el paciente presenta alta **variabilidad de la cadencia, largo y ancho del paso**, generalmente indican trastorno del control motor de la marcha por síndrome cerebeloso, frontal o déficit sensorial múltiple.

Aunque el **acortamiento del paso** es bastante inespecífico, se puede encontrar en problemas neurológicos, músculo-esqueléticos o cardiorrespiratorios.

La marcha con **aumento de la base de sustentación** se observa normalmente en polineuropatías, enfermedades de cordones posteriores, de cerebelo y de lóbulos frontales.

El **enlentecimiento de la marcha** representa degeneración de ganglios basales y disfunción extrapiramidal, pudiendo constituir un parkinsonismo en fase precoz.

La **marcha con desviación en la trayectoria** es un fuerte indicador de déficit del control motor y ocurre en la enfermedad cerebelosa, por ejemplo.

La **inestabilidad para el control de tronco** puede ser causada por alteraciones cerebelosas, subcorticales frontales y de los ganglios basales.

Por otra parte, las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices y en concreto modificaciones de la marcha por alteraciones del equilibrio, coordinación, tono muscular, parálisis, etc. Sobre todo se han estudiado las modificaciones del patrón de marcha en hemipléjicos y hemiparéticos y en sujetos afectados de parálisis cerebral infantil⁽⁶⁵⁾.

Con todo, se podría concluir que el DCA, independientemente de la patología que lo produzca, llevaría asociadas alteraciones del patrón de la marcha en un número significativo de casos. Además, estas alteraciones en sí mismas pueden dar lugar a una serie de patrones

más o menos característicos, cuyos rasgos nos podrían orientar sobre la propia etiología de la disfunción⁽¹¹²⁾.

4.2.4.3. PATRONES DE MARCHA PATOLÓGICA MÁS FRECUENTES EN DCA; TIPOS

Los principales patrones estereotipados de marcha patológica que pueden sufrir las personas afectadas por DCA y los circuitos neuronales afectados en cada caso, podrían ser los siguientes^(43,62,116):

Marcha hemiparética espástica, hemipléjica o “de segador”. Es la más común en DCA, secundaria a un daño cerebral unilateral (vascular, traumático o tumoral). Para sacar el paso, el paciente inclina el tronco hacia el lado sano y abduce la cadera del lado parético, realizando un semicírculo al dar el paso; se acompaña de tono aumentado en extensión de rodilla, flexión plantar de tobillo y pie varo.

Marcha paraparética o “en tijeras”. La marcha paraparética está ocasionada por la espasticidad bilateral de los miembros inferiores. No es muy frecuente en los casos de DCA y se debe con mayor frecuencia a lesiones medulares que afectan a ambas vías piramidales al mismo tiempo. El paciente refiere una sensación de rigidez y pesadez en los miembros inferiores, con dificultad para despegar los pies del suelo.

Marcha parkinsoniana. Se caracteriza por una disminución del braceo, flexión postural, bradicinesia, congelamiento (dificultad al inicio de la marcha), pasos cortos, festinación (o aceleración del paso), giros en bloque y generalmente cursa sin un aumento significativo de la base de sustentación.

Marcha claudicante antiálgica. En este caso se observará una asimetría en el paso entre ambas extremidades inferiores, ya que la extremidad con dolor se apoya con cautela. El lado sano es el que da el paso más corto, para permitir a la extremidad afectada estar más tiempo en la fase de balanceo, sin cargar peso. También se puede observar marcha claudicante en los pacientes con diferencias de más de 1 cm en la longitud de las extremidades inferiores, aunque no presenten dolor. En DCA es frecuente en casos de hiperestésias de extremidades inferiores por lesión de las áreas encefálicas encargadas del procesamiento de la sensación dolorosa.

Marcha frontal (apráxica). La severidad va desde la dificultad para iniciar la marcha, disminución de la velocidad, pasos cortos, arrastre de pies, aumento de base, dificultad en giros, hasta el desequilibrio de tronco que impide al paciente tenerse en pie. Empeora con el avance del deterioro cognitivo. Se debe a daño subcortical vascular, degenerativo o por hidrocefalia normotensiva.

Marcha atáxica. Consiste en aumento de la base de sustentación, incapacidad para realizar la marcha en tándem, inestabilidad del tronco, desviación de la trayectoria. La marcha atáxica generalmente se debe a un daño cerebeloso, daño de origen sensitivo o vestibular.

Marcha en *steppage* o equina. Se produce por debilidad de la musculatura dorsiflexora de tobillo, el paciente presenta caída del antepie en la fase de oscilación y para compensar el problema, eleva exageradamente la rodilla, tiende a apoyar primero la parte anterior del pie y luego el talón. Ocurre en radiculopatía L5, neuropatía del ciático o peroneo profundo y polineuropatías.

Marcha de pato. Es la marcha claudicante de los pacientes con insuficiencia de glúteo medio bilateral, con gran oscilación lateral (o *trendelemburg*), por ejemplo, pacientes con displasia bilateral de cadera, con cirugía bilateral de cadera con evolución tórpida o miopatías proximales. En pacientes con DCA es frecuente esta debilidad a nivel de glúteo medio, pero sobre todo de manera unilateral.

Podemos ver pues que la repercusión funcional a nivel del patrón de marcha de pacientes que han sufrido DCA puede tener diversas etiologías y, además, ser multifactorial en cuanto a las disfunciones sufridas por el paciente, lo que va a derivar en distintos tipos de marcha patológica en función de cada cuadro concreto. Por tanto, una vez instaurado el DCA, la reeducación de la marcha será uno de los factores determinantes para conseguir la mayor independencia y calidad de vida posibles.

4.3. TÉCNICAS ACTUALES DE FISIOTERAPIA PARA LA REEDUCACIÓN PRECOZ DE LA MARCHA, BASADAS EN EL CONCEPTO DE *NEUROPLASTICIDAD*

La parte fundamental y de mayor esfuerzo para el paciente es la recuperación de la motricidad. Clásicamente han ido surgiendo escuelas proponiendo métodos de tratamiento específicos para patología neurológica, basados en el trabajo del sistema neuromuscular merced a la estimulación de los propioceptores, aunque hasta la fecha ninguno de estos métodos ha demostrado ser mejor que los demás, así que su elección obedecerá a la experiencia del equipo terapéutico⁽¹¹⁷⁾.

El concepto de *neuroplasticidad* es especialmente importante por ser la base de las modernas técnicas de reaprendizaje motor orientadas a tareas, entre las que se encuentra una de las que más solidez científica presenta: la **reeducción de la marcha sobre cinta rodante con suspensión parcial del peso corporal**⁽⁵¹⁾.

4.3.1. TÉCNICAS DE COMPENSACIÓN

Las técnicas de compensación fueron las primeras que se utilizaron. El objetivo del terapeuta es intentar aumentar la independencia en las actividades cotidianas y mejorar la función, mediante la compensación de los déficits de la persona con aquellas partes no afectadas por la lesión. El tratamiento se centra en reentrenar las capacidades residuales utilizando sobre todo el hemicuerpo no afectado⁽⁵¹⁾.

4.3.2. TÉCNICAS DE FACILITACIÓN

Las técnicas de facilitación se desarrollaron a partir de 1940, con la creación del Método de Facilitación Neuromuscular propioceptiva por parte del doctor Kabat que era médico y neurofisiólogo.

A partir de aquí se desarrollan, de forma independiente, varios métodos de tratamiento cuyo objetivo común era mejorar, “facilitar”, la calidad del movimiento en el lado afectado. Para desarrollar las técnicas los autores se basaron fundamentalmente en la observación y la experiencia personal con sus pacientes⁽⁵¹⁾.

Estas técnicas han tenido un enorme impacto a nivel mundial, hasta el punto de que 50 años después, se siguen utilizando de forma casi generalizada en la mayor parte de los países

(especialmente el método Bobath), a pesar de que nunca han demostrado su superioridad sobre otras alternativas⁽¹¹⁸⁾.

Los métodos tradicionales de facilitación son cuatro⁽⁵¹⁾:

- El abordaje o **método de Rood**⁽¹¹⁹⁾. No se desarrollará en este trabajo debido a que su método tiene hoy un interés casi puramente histórico.
- El **método Vojta**⁽¹²⁰⁾. En el que tampoco se ahondará debido a que su utilización actualmente está prácticamente circunscrita al tratamiento de niños con daño cerebral relacionado con el nacimiento. Este enfoque se basa en la activación de "patrones de movimiento almacenados innatos" que luego son "exportados" como movimientos coordinados de los músculos a nivel del tronco y las extremidades.
- La **terapia del Neurodesarrollo de Bobath**. Fue desarrollada por Berta Bobath mediante técnicas empíricas de ensayo-error. Posteriormente su marido, Karl Bobath (que era neurólogo) realizó un constructo teórico que intentase explicar los efectos producidos por las técnicas que aplicaba su mujer. Todo ello cristalizó en el Método Bobath y se dio a conocer en un libro cuya tercera edición se publicó en 1990 y su traducción al español, en 1999⁽¹²¹⁾. En su libro, describe las bases del método Bobath para el tratamiento de la hemiplejía, partiendo del concepto de que todo aumento del tono muscular y de la actividad refleja, va a aparecer como consecuencia de la falta de inhibición por parte de alguno o varios de los mecanismos de control postural reflejo, que han sido dañados. Por tanto y desde esta premisa, un paciente con espasticidad sólo podrá llegar a tener una función motora normal si se consigue normalizar el tono muscular y se elimina la actividad muscular inadecuada. Además, apunta al aspecto de que, si a la persona se le permite realizar movimientos anormales sólo se conseguirá reforzar los patrones patológicos. Berta Bobath observó que podría influir sobre el tono muscular modificando la posición y el movimiento de las articulaciones proximales del cuerpo. Los tres aspectos en los que se fundamentaría el tratamiento, según el método Bobath, son: 1) Utilización de *técnicas de inhibición*, para la disminución de la espasticidad, las sinergias y los patrones anormales de movimiento; 2) Uso de *técnicas de facilitación*, para desarrollar patrones normales de postura y movimiento; 3) Considerar constantemente la incorporación del lado hemipléjico en todas las actividades terapéuticas y desde las fases más iniciales, con los objetivos de: evitar el "olvido" del hemicuerpo afecto, restablecer su simetría y conseguir su integración en los movimientos funcionales.

Por su parte, el terapeuta utiliza, mediante el contacto manual, los denominados “puntos clave de control” para facilitar los movimientos de calidad e inhibir los patológicos. Bobath basa su proceso de recuperación en las propias fases del neurodesarrollo madurativo a nivel evolutivo, por lo que considera que el paciente no puede ni debe intentar avanzar a fases como la de conseguir la marcha, si no ha completado el control de fases previas, como un buen control postural del tronco, evitando por ejemplo, la bipedestación y marcha precoz para no reforzar patrones anormales.

- **La terapia del movimiento de Brunnstrom.** Fue desarrollada por una fisioterapeuta sueca llamada Signe Brunnstrom, quien desarrolló su método en los años 50⁽¹²²⁾. Su aporte lo realizó desde la observación de que los estímulos externos y los cambios de posición de las articulaciones daban lugar a diferentes cambios en las respuestas motoras de los pacientes con hemiparesia espástica. Así, propuso utilizar los estímulos aferentes (de origen exteroceptivo o propioceptivo) para iniciar el movimiento que el paciente era incapaz de producir voluntariamente. El estímulo aferente que se utilizará para tratar al paciente en las sesiones, va a depender de la fase de recuperación en que éste se encuentre. En fases iniciales se utilizan los reflejos tónicos, laberínticos, la estimulación propioceptiva o la resistencia a los movimientos para inducir las sinergias buscadas. Posteriormente se intenta facilitar el control voluntario de las sinergias evocadas, mezclando componentes de diferentes patrones de movimiento e introduciendo ejercicios de complejidad progresiva. Según Brunnstrom, en el paciente hemipléjico las sinergias siempre preceden a la recuperación del movimiento normal. Su método también presenta cierta linealidad y jerarquía en cuanto a la evolución del proceso de recuperación. Así, creía que los pacientes irían superando las sucesivas fases del proceso de manera consecutiva, esto es, sin pasar por alto ninguna. Eso sí, tenía presente que la recuperación podría detenerse en cualquiera de las fases no llegando a la restauración completa de las funciones.
- **La Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP).** Su creador fue el doctor Kabat, que era médico y neurofisiólogo., sobre el año 1940. Sin embargo, el desarrollo del método se realizó con la ayuda de los aportes de Dorothy Voss y Margaret Knot que se unieron posteriormente al proyecto⁽¹²³⁾.

La FNP se basa en utilizar distintos estímulos procedentes de exteroceptores, interoceptores y propioceptores, para estimular el sistema nervioso con el fin de aumentar la fuerza y la coordinación muscular⁽¹²⁴⁾.

El método se basa en el concepto de que los músculos no trabajan de manera aislada, sino en perfecta sinergia y colaboración a la hora de realizar cualquier acto motor. Por tanto, el objetivo del terapeuta es el de estimular el músculo afectado a tratar, desde la integración del mismo dentro del conjunto muscular en el que está acostumbrado a trabajar. Para ello, se utilizan patrones de movimiento en diagonales y en espirales, en los que el músculo o músculos débiles son ayudados por agonistas o sinergistas más fuertes al realizarlos. Por otra parte, se intenta que en la medida de lo posible el movimiento sea activo, es decir, que se requiere la participación activa del paciente. Este método no está enfocado específicamente al control de la espasticidad, sino más bien a la recuperación de la fuerza muscular y al refuerzo de las respuestas motoras evocadas. Por su parte, también consideran que tras una lesión cerebral es necesario seguir la secuencia ontogénica del desarrollo para conseguir una función neuromuscular normal por lo que planifican las actividades siguiendo las etapas del desarrollo motor infantil.

La principal crítica a la aplicación de estas técnicas es que, independientemente de las diferencias de conceptos de base, todas ellas se apoyan en dos teorías de carácter neurofisiológico que son⁽⁵¹⁾:

- La *Teoría del control motor periférico*; que dice que son las aferencias sensoriales las que controlan la actividad motora. El sistema nervioso central (SNC) se ve influido continuamente por estímulos desde la periferia. Estos estímulos pueden combinarse y provocar respuestas motoras específicas o pueden “competir” unos con otros ejerciendo influencias opuestas.
- La *Teoría del control motor central*; que sostiene que el SNC tiene una estructura jerárquica que se organiza en centros motores de varios niveles de complejidad. Los centros superiores representan a los músculos del cuerpo en combinaciones de movimiento más complejas y voluntarias y controlan a los centros medios y estos a su vez a los centros motores inferiores que representan a los músculos en pocas combinaciones de movimientos. El objetivo del tratamiento en el hemipléjico sería intentar pasar de un control subcortical a un control cortical de la función motora.

Dichas teorías ya no serían aceptadas debido a que los avances tecnológicos han permitido demostrar que el cerebro no presenta una estructura jerárquica rígida^(51,125).

4.3.3. TÉCNICAS BASADAS EN EL APRENDIZAJE MOTOR Y REEDUCACIÓN MOTORA ORIENTADA A TAREAS.

Dentro de las diversas técnicas basadas en el *aprendizaje motor*, destacan por su extendido uso principalmente dos métodos:

El primero es el denominado Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo (ETC) o Método Perfetti⁽¹²⁶⁾ y surgió en Italia en los años 70, siendo diseñado para ayudar en la recuperación de la mano del paciente hemipléjico. El objetivo principal es la recuperación del movimiento a través de la activación de los distintos procesos cognitivos. Así, el nivel de recuperación del movimiento por parte del paciente requerirá de un nivel cognitivo del paciente bastante conservado. Su uso está bastante extendido, sobre todo en Italia⁽¹²⁷⁾.

El segundo de ellos es el que actualmente y debido a los conocimientos ya descritos sobre la capacidad de recuperación mediante la plasticidad cerebral, está generando más investigación en los últimos años. Estas tendencias parecen orientarse específicamente hacia el estudio de técnicas de tratamiento basadas en la *reeducción motora orientada a tareas*.

En 1987 dos fisioterapeutas australianas, Carr y Shepherd, publicaron un trabajo en el que, basándose en los nuevos descubrimientos científicos relacionados con el movimiento, la neurofisiología y las nuevas teorías del aprendizaje, propusieron una revolucionaria manera de entender y enfocar la recuperación tras sufrir un Ictus⁽⁵²⁾.

Carr y Shepherd describieron su “programa de reaprendizaje motor en el ictus”, donde el objetivo del tratamiento debía ser el de un reaprendizaje basado en la práctica de tareas funcionales determinadas y específicas, esto es, centrando el tratamiento en enseñar al paciente estrategias eficaces para conseguir que realice un movimiento que sea funcionalmente útil. El principal cambio de paradigma surge cuando ellas pasan a considerar al paciente como participante activo de su propia recuperación. En lugar de “tratar” al paciente, el objetivo es “entrenarlo”. Así, al contrario de lo que se realizaba hasta el momento, proponen y recomiendan en su método “forzar” el uso precoz del lado parético evitando el desarrollo de estrategias compensadoras pero promoviendo su estimulación e integración funcional en el movimiento de la persona lo antes posible. Según Carr y

Shepherd, además de iniciar la terapia lo más precozmente posible, proponen como bases del tratamiento: la identificación de aquellos músculos específicos e indispensables en la realización de la actividad a reeducar para mejorar su condición en caso de afectación e intentar anticiparse y prevenir la contractura de los tejidos blandos (por hiperreflexias, hipertonías, etc.) por medios activos y, si fuera necesario, pasivos.

Además, también se basan en el concepto de que “uno aprende lo que practica”, a partir del que proponen que los métodos de entrenamiento deberían ser similares a los que se han demostrado eficaces para adquirir nuevas habilidades en gente sana⁽¹²⁸⁾.

Siguiendo su trabajo, el nuevo enfoque explica el control del movimiento desde una compleja interacción entre los distintos sistemas implicados en él, de manera tal que todos ellos influyen conjuntamente y en forma de red (no con una jerarquía concreta como se proponía hasta entonces) a la hora de realizar una tarea específica. Este concepto es llevado hasta tal punto que el terapeuta no solo deberá tener en cuenta la biomecánica del movimiento o los músculos implicados en la acción, sino que tendrá que completar el contexto teniendo en cuenta el entorno externo en el que se desarrolla la tarea específica y los propios déficits asociados que han surgido a consecuencia del ictus. Por tanto, esta orientación de tratamiento tiene en cuenta de manera totalmente integrada al individuo y a todos los aspectos y circunstancias externas a él que le influirán durante la interacción con el entorno donde realice la acción o tarea concreta.

En el programa de reaprendizaje motor se utilizan cinco estrategias para enseñar y motivar al paciente y será el terapeuta el que las combine para adaptarlas al trabajo con el paciente, que será totalmente personalizado. Así, tenemos:

- **Instrucciones verbales simples y claras asociadas.** Incluyendo si fuera necesario técnicas asociadas de comunicación no verbal.
- **Demostración visual previa.** Exposición de la manera adaptada de realización de la tarea.
- **Uso de los apoyos manuales indispensables.** Es decir, evitando todas aquellas ayudas que no sean estrictamente necesarias. Dicho apoyo se irá retirando progresivamente hasta lograr la práctica independiente.
- **Refuerzo y feedback positivo.** Cuando la acción se realiza correctamente.

- **Práctica repetitiva.** De manera similar al entrenamiento en personas sanas, en la rehabilitación mediante reaprendizaje motor orientado a tareas no es suficiente el trabajo en la sesión de fisioterapia. La mejora del rendimiento motor se consigue con la repetición de determinadas actividades a lo largo de todo el día, pautadas por el profesional con el fin de mantener la estimulación entre las sesiones de rehabilitación.

Por último, en su estudio Carr y Shepherd analizaban de manera detallada el entrenamiento o reeducación de las actividades básicas más importantes que suele realizar una persona tales como: cambio de decúbitos, pasos de decúbitos a sedestación, marcha y deambulación, alcances y manipulación de objetos. Prestan aquí especial atención a la incorporación al tratamiento de la modificación del ambiente si fuera necesario, para permitir el entrenamiento de la tarea, para posteriormente ir generalizando y normalizando poco a poco ésta mediante la eliminación de los apoyos o modificaciones realizadas. (por ejemplo, suspender parcialmente el peso del cuerpo para caminar).

Tras la publicación de este nuevo enfoque de trabajo se han ido sucediendo diversos estudios que parecen apoyar que el reaprendizaje motor orientado a tareas es más eficaz que las terapias tradicionales^(53,129,130).

Cabe reseñar además, la existencia de otras técnicas basadas también en el aprendizaje motor, pero que a pesar de ser de menor relevancia y utilización, merecen ser citadas. Entre dichas técnicas, estarían: el método Affolter (casi desaparecido), el método de Peto (o de educación conductiva) y el método de Ayres (de integración sensorial)⁽¹²⁷⁾.

4.3.3.1. REEDUCACIÓN ESPECÍFICA DE LA MARCHA SOBRE TAPIZ RODANTE Y CON SUSPENSIÓN DEL PESO CORPORAL

De todo lo descrito y por la investigación realizada hasta ahora, podemos observar que ninguna de las distintas técnicas y tratamientos específicos de fisioterapia utilizados para la reeducación de la marcha tras un DCA presentaría una eficacia que destaque sobre el resto o sobre el uso combinado de varios de ellos^(127,131). Esto hace que la ciencia continúe en la búsqueda de nuevas terapias más eficientes y asequibles, con el objetivo final de que sean universalmente accesibles.

En el caso concreto de la rehabilitación de la marcha, el entrenamiento de actividades funcionales orientado a tareas específicas de forma repetitiva y, específicamente, la reeducación de la marcha sobre tapiz rodante se ha demostrado que es efectiva^(58,59).

Las primeras descripciones del uso de la suspensión del cuerpo humano para el entrenamiento de la marcha en una cinta rodante fueron publicadas entorno a los 80^(132,133).

Aunque el uso de soportes del peso corporal en cintas rodantes ha dado buenos resultados en el entrenamiento para caminar⁽¹³⁴⁾, se han publicado pocos trabajos que describan el progreso desde caminar sobre las cintas rodantes hasta caminar sobre el suelo, es decir, del centro de rehabilitación a la calle. Hay pocas descripciones del efecto de este tipo de rehabilitación sobre la capacidad funcional general y la calidad de vida de los pacientes.

Añadido a lo anterior, varios autores han señalado que hacía falta realizar estudios que utilizaran métodos de evaluación cuantitativa, como la evaluación de la marcha mediante instrumentos, en asociación con datos subjetivos sobre la capacidad de andar, riesgo a caer y la calidad de vida, después del entrenamiento con cinta rodante con soporte del peso corporal^(135,136).

El entrenamiento de la marcha con soporte del peso corporal es un planteamiento relativamente nuevo en el ámbito de la rehabilitación física^(137,138).

Tiene su origen en estudios experimentales realizados en gatos a los que se provocó una lesión medular. Mediante el soporte parcial del peso del cuerpo, y haciéndoles caminar sobre una cinta rodante, conseguían recuperar una marcha casi normal⁽¹³³⁾.

Así, se diseñó un sistema para reeducar la marcha en pacientes con lesiones neurológicas, consistente en utilizar un sistema de suspensión cenital y un arnés para soportar un porcentaje del peso del paciente mientras éste caminaba sobre una cinta rodante. El sistema permite una reducción simétrica del peso sobre las extremidades inferiores y ejercitar una marcha rítmica y repetitiva con el paciente en bipedestación⁽⁵¹⁾.

Incluye varios principios que favorecen la recuperación de la marcha tras el ictus: 1) permite iniciar de forma muy precoz la reeducación de la marcha; 2) constituye un abordaje dinámico y orientado específicamente a un objetivo que integra tres elementos esenciales para la marcha: soporte de peso, equilibrio y forzar la alternancia del paso asegurando la extensión de las caderas durante la fase de apoyo y, 3) la descarga simétrica del peso evita el

desarrollo de estrategias compensadoras a diferencia del entrenamiento con ayudas de marcha que favorece un patrón de marcha asimétrico.

En consonancia con lo anterior, la marcha sobre cinta rodante con suspensión parcial del peso corporal sustituye el déficit de equilibrio del paciente, y permite desarrollar un ciclo de marcha con alternancia rítmica del paso asegurando la extensión de cadera en la fase de apoyo. Podría estar indicada en pacientes hemiparéticos crónicos con marcha pobre y lenta (menos de 80 cm/seg), pareciendo mejorar el patrón, la velocidad y la resistencia de marcha⁽⁶⁰⁾.

El entrenamiento utilizado se basa en la noción de que la plasticidad del sistema nervioso central se puede modificar mediante un entrenamiento repetitivo específico de la marcha para dar pasos^(52,53,128,139,140).

4.3.4. TÉCNICAS DE REEDUCACIÓN MOTORA BASADA EN EL CONCEPTO DE NEURONAS ESPEJO

Se considera que el descubrimiento del denominado sistema de neuronas espejo fue realizado en el año 1996⁽¹⁴¹⁾. Fue de manera casual, mientras estudiaban en monos macacos qué neuronas estaban especializadas en el control de los movimientos voluntarios de la mano. Así y por serendipia, descubrieron que existía un tipo de neuronas (a las que denominaron “*neuronas espejo*”) que se organizaban en un sistema que presentaba la misma activación, tanto cuando el sujeto a estudio realizaba una acción como cuando éste estaba viendo a otro realizando esa misma acción. Concluyeron que estas neuronas podrían ser esenciales para el aprendizaje y la imitación. Posteriormente se describió que también intervendrían de manera significativa en la interacción de la persona a nivel social ya que gracias a dichas neuronas podríamos intuir lo que la otra persona piensa, va a hacer o siente, es decir, intervendrían de manera estrecha en los procesos de empatía^(142,143).

Posteriormente se comenzó la investigación a nivel de humanos para observar la existencia o no de sistemas similares.

En un estudio realizado sobre dos grupos de pacientes con DCA y miembro parético, se les sometió a dos terapias de reeducación motora diferentes: una con pistas audiovisuales, y

otro sin pistas. Observaron que el grupo que realizó el entrenamiento con muestras audiovisuales de los ejercicios, mostró una mayor mejora en el miembro parético que el grupo de control⁽¹⁴⁴⁾.

En otro estudio posterior se consiguió demostrar que sí que existían estas vías de activación de neuronas espejo a nivel de corteza motora cerebral. En concreto a nivel de la circunvolución frontal inferior y parietal inferior. Pero además pudieron avanzar aún más, ya que observaron que también existían estos sistemas en determinadas regiones relacionadas con la visión y la memoria⁽¹⁴⁵⁾.

Todo ello ha dado lugar a una enorme corriente investigadora en el ámbito de la neurorrehabilitación, fruto de la cual se están desarrollando técnicas de tratamiento como la:

- **Terapia de movimiento inducido por restricción del lado sano (CIMT), o terapia de uso forzado.** Consiste en la realización de un programa de tareas sobre todo enfocadas a actividades básicas de la vida diaria (ABVD) y organizadas de menor a mayor complejidad, en la que al miembro superior no afecto se le restringe el movimiento, mediante un sistema físico de fijación. La persona tiene así que esforzarse por utilizar su hemicuerpo afecto para la realización de dichas actividades⁽¹⁴⁶⁾.

Sin embargo y pese a la gran cantidad de estudios realizados, parece ser que todavía falta mucha más investigación al respecto para dotar a esta técnica de suficiente evidencia científica. En una revisión sistemática que analiza dicha técnica y su estado en casos de niños con parálisis cerebral, se concluye que no han podido encontrar suficiente evidencia hasta ese momento⁽¹⁴⁷⁾.

En otra reciente revisión bibliográfica sobre los estudios sobre pacientes con hemiparesia secundaria a DCA, tampoco se encontraron resultados definitivos sobre la efectividad de dicha técnica⁽¹⁴⁸⁾.

En cualquier caso, el descubrimiento de los sistemas de neuronas espejo y su posible interacción e influencia en la plasticidad cerebral, así como los sistemas de reeducación basados en el entrenamiento enfocado a tareas, unidos a sistemas de última tecnología, parece ser que están abriendo la puerta a novedosos protocolos de rehabilitación basados en *Sistemas Rehabilitación Jugada (RSJ)* o *Rehabilitation Gaming System (RGS)* mediante

realidad virtual (RV), los cuales estarían cambiando nuevamente el paradigma de la rehabilitación⁽¹⁴⁹⁾.

Dado su potencial interés, a continuación se van a exponer algunos de los sistemas que se están utilizando y desarrollando para la mejora de la marcha en personas que han sufrido DCA y que están basados en los novedosos paradigmas, apoyados y enriquecidos por las actuales tecnologías emergentes.

4.3.5. TÉCNICAS BASADAS EN NUEVAS TECNOLOGÍAS EMERGENTES.

4.3.5.1. ROBÓTICA

En la rehabilitación o tratamiento de los déficits físicos adquiere prevalencia la utilización de dispositivos robóticos para asistir, potenciar e intensificar la terapia. Además, en el caso de personas que han sufrido DCA, los estudios señalan que incluso habiendo transcurrido más de un año desde el trauma o el accidente cerebrovascular, las limitaciones pueden ser contrarrestadas con intensidades adecuadas de terapia, e incluso se puede promocionar una mayor autonomía en la fase crónica⁽¹⁵⁰⁾.

La efectividad y eficiencia de la utilización de dispositivos robotizados o robóticos se está investigando y utilizando cada vez más, tanto para el entrenamiento de miembro superior como de miembro inferior⁽¹⁵¹⁾. Incluso y como más adelante veremos, se están combinando dichos dispositivos con sistemas de realidad virtual con el objetivo de optimizar los procesos de rehabilitación de personas con DCA⁽¹⁵²⁾, aunque dados los objetivos del presente trabajo la descripción se centrará en la situación actual en lo referente al uso de estos dispositivos sobre miembro inferior y rehabilitación de la marcha.

Una completa revisión sobre los dispositivos más utilizados actualmente, describe que estos proporcionan rehabilitación segura, intensiva y orientada a tareas a las personas con DCA, tanto con leves como con graves deficiencias⁽¹²⁷⁾.

Según explican, parece ser que el entrenamiento robótico podría aumentar la intensidad de la terapia con costes muy asequibles y que ofrecen ventajas tales como:

- La asistencia controlable con precisión o resistencia durante los movimientos.
- Una buena reproductibilidad.
- Medidas objetivas y cuantificables de rendimiento sujeto.

- Aumentó de la motivación a través del uso de bio-retroalimentación interactiva.
- Reducción de la cantidad de asistencia física directa por parte de los profesionales sanitarios para la reeducación de la marcha, reduciendo los costos del cuidado de la salud.
- Pueden proporcionar datos de la cinemática y cinética del movimiento en tiempo real, con el fin de controlar y cuantificar la intensidad de la práctica, medir los cambios y evaluar las deficiencias motoras con una mejor sensibilidad y fiabilidad de las escalas clínicas estándar.

Sin embargo y una vez más, todavía queda mucho camino por recorrer en lo que se refiere a lo que constituiría el sistema robótico idóneo para la reeducación de la marcha. Estudios recientes arrojan datos que resultan cuanto menos discordantes respecto a la efectividad real de los dispositivos robotizados^(151,153). O a su eficiencia, debido sobre todo a los altos costos que representan su adquisición y mantenimiento⁽⁵⁵⁾.

A su vez y pese a lo anterior, dado que con la rehabilitación robótica se consigue un trabajo intensivo, repetitivo y orientado a las tareas, sí que podría ser un método que estaría alineado con las actuales teorías de reaprendizaje motor ya expuestas en los apartados anteriores. Por ello, actualmente existe un gran interés investigador en esta área que de manera combinada con nuevos avances aporten más evidencia científica al respecto, así como nuevas líneas de tratamiento mejoradas⁽¹⁵⁴⁾.

Respecto al actual estado de evolución de los dispositivos robóticos, se puede decir que existen multitud de dispositivos, pero que todos ellos se pueden dividir básicamente en dos grandes grupos. Aquellos que emulan la acción del terapeuta y los denominados exoesqueletos robotizados. Ambos se diferencian en que, los primeros mantienen la sujeción del paciente en un punto, por lo que las articulaciones del robot no coinciden con las del paciente, mientras que los exoesqueletos poseen una estructura mecánica que se asemeja a la de la extremidad humana, coincidiendo los ejes de rotación de ambos⁽¹⁵⁵⁾.

También parece ser que las líneas de investigación actuales se dirigen más al desarrollo de exoesqueletos robotizados, debido a que permiten un mejor control posicional de las articulaciones y de los pares aplicados sobre ellas. Dadas las características clínicas de los pacientes con ACV, estas dos condiciones son importantes para tratar la espasticidad, la rigidez articular, la fuerza muscular, la movilidad articular y la neuroplasticidad.

Sin pretender realizar una exhaustiva exposición de todos los equipos existentes y teniendo en cuenta que éstos mismos están en continua evolución, sí que resulta interesante describir varios de estos sistemas y el aporte que realiza cada uno de ellos a la rehabilitación de la marcha y equilibrio:

- *Sistema electromecánico Gait Trainer*^{®(156)}. Fue uno de los sistemas pioneros. Se basa en un sistema doble de engranajes de dos manivelas y dos balancines con dos placas, que simulan simétricamente la postura y las fases de oscilación de la marcha. Un motor servocontrolado guía al paciente durante el ejercicio para caminar. Los movimientos verticales y horizontales del tronco se controlan de una manera dependiente de la fase. Puede utilizarse con o sin soporte parcial del peso corporal. El principal problema de este sistema es que simula la marcha de manera automática, sin permitir al paciente que la ajuste a su patrón en tiempo real.
- *Equipo para entrenamiento de la marcha sobre una Cinta de marcha, con y sin apoyo parcial del peso corporal*. Otro simple sistema que permite a los pacientes la práctica repetitiva de ciclos de marcha complejos^(138,157). La ventaja principal de estos dispositivos es la reducción del esfuerzo para los terapeutas, dado que no necesitan fijar los miembros paréticos o ayudar al paciente con los movimientos del tronco.
- *Dispositivos de última tecnología*. Se trata de sistemas y equipos que buscan la automatización completa del proceso de entrenamiento de marcha con el objetivo principal de reducir la dependencia de los fisioterapeutas en la asistencia del ejercicio. Como solución a lo anterior, lo que se hizo fue combinar una máquina electromecánica automatizada con una cinta de marcha. La máquina consiste en una órtesis exoesquelética controlada por computadora que se sincroniza con la cinta de marcha en base a unos parámetros prefijados. Entre los dispositivos de rehabilitación de marcha electromecánica automatizada de este tipo, el más avanzado es el *Lokomat*^{®(158)}. Es un dispositivo que utiliza una órtesis de marcha robotizada que, con un sistema de peso corporal soportado por arneses, simula y reproduce la marcha fisiológica del individuo en dos dimensiones en el plano sagital (flexión y extensión de cadera y rodilla). La diferencia principal con el entrenamiento de la marcha tradicional sobre cinta de marcha es que las extremidades inferiores del paciente son guiadas por el exoesqueleto para reproducir un patrón de marcha normalizado y

preprogramado. Se puede trabajar regulando además la suspensión del peso corporal. Lokomat[®] permite a los sujetos hemiparéticos o cuadriparéticos tener una cinemática más o menos normal durante la sesión de trabajo, al ser facilitada la marcha por el arnés para la reducción de peso corporal y excursiones verticales del centro de masa, así como del movimiento lateral de la pelvis para facilitar el equilibrio postural plano frontal. A través de sensores de posición y sensores de fuerza se puede regular la asistencia que el sistema aporta al paciente. Por otra parte el equipo es capaz de monitorizar y medir todos los parámetros del ejercicio y de la marcha en forma gráfica y en tiempo real. Dado que la primera versión solo permitía dos grados de libertad a nivel de los movimientos de la cadera, en la última versión del Lokomat[®], se han incluido actuadores para permitir tres grados de libertad con el fin de mejorar los desplazamientos laterales pélvicos y la abducción/aducción de la cadera⁽¹⁵⁹⁾. Como desventajas principales de este entrenamiento destacar el esfuerzo a realizar por los fisioterapeutas para fijar los miembros paréticos y para el correcto control del cambio de peso, así como una disminución del esfuerzo que el paciente tiene que realizar para desarrollar la marcha, lo que podría limitar la ganancia a nivel del esfuerzo aeróbico necesario⁽¹⁵⁹⁾.

- *Equipo robotizado Pneu-Walker^{®(160)}*. Fue uno de los primeros sistemas de estas características que se comercializó. Consta de un mecanismo neumático de suspensión del peso corporal que puede ser acoplado a una cinta de marcha o puede utilizarse de manera autónoma para reeducación de los patrones de marcha que se estén reeducando en la sesión de fisioterapia. Como principal característica tiene que se compone de dos brazos independientes de descarga, lo que hace que se pueda descargar más peso del hemicuerpo afecto y dejar más libre el lado sano. Sí hay que reseñar que, aunque se describe aquí por ser un equipo comercializado con las características de ser un equipo electro-mecánico utilizado a nivel clínico, no se ha encontrado evidencia científica en la bibliografía consultada sobre los resultados de la utilización de éste.
- *Haptic Walker^{®(161)}*. Es un sistema mucho más evolucionado. En este caso se trata de dos plataformas a las que se fijan los pies y que están montadas sobre una estructura rígida. Todo el sistema se controla mediante un software y un equipo informático de tipo industrial. El control de los patrones programados se realiza mediante una serie de sensores de fuerza situados en dichas plataformas y que informan al sistema de los puntos de presión del paciente durante cada fase del ciclo de la marcha. Con este

equipo se puede simular marcha a distintas velocidades, o sobre terreno liso, subir y bajar escaleras, e incluso un tropiezo. Devuelve datos y gráficos sobre la sesión en tiempo real para su posterior análisis y control de la evolución. Actualmente continúa en fase de desarrollo.

- *Anklebot*[®]. Es otro dispositivo robótico que podría apoyar bastante a la reeducación de la marcha de personas con DCA⁽¹⁶²⁻¹⁶⁴⁾. Se trata de un dispositivo robotizado que se fija a la extremidad parética, a nivel proximal, mediante una órtesis ortopédica. Según los estudios consultados, está sobre todo enfocado a la mejora concreta de la función de la movilidad del tobillo durante el ciclo de marcha de la persona afectada, esto es, podría ser utilizado en personas que ya tienen determinado patrón de marcha autónoma, pero no en los primeros estadios o en marchas muy disfuncionales, en las que se necesita mayor nivel de asistencia y más global, no solo a nivel de un segmento corporal.
- *KineAssist Gait and Balance Training System*^{TM(165,166)}. Un curioso sistema que consta de una base robótica móvil combinada con una cinta de marcha, unida a un arnés con control de pelvis y torso. Su principal atractivo es que permite el trabajo enfocado a tareas en unos niveles que otros equipos no consiguen. Por ejemplo, con este equipo se puede trabajar de manera segura, además de la marcha, el paso de sedestación a bipedestación, la recogida de objetos en el suelo desde bipedestación, etc.
- Dentro del grupo de los exoesqueletos, contamos con ejemplos como:
 - *Lower Extremity Powered Exoskeleton (LOPES)*^(167,168). Comenzó su desarrollo en el año 2005. Se compone de un conjunto cableado de servomotores y actuadores que se combinan y montan sobre una estructura ligera a modo de exoesqueleto para realizar el apoyo terapéutico durante la sesión de rehabilitación. Está pensado para su uso sobre una cinta de marcha con el objetivo de aumentar la eficacia de la rehabilitación.
 - Otro producto es el comercializado por la empresa Cyberdyne Systems y que se trata de un traje robot denominado *Hybrid Assistive Limb (HAL)*^(169,170). El proyecto comenzó en el año 2000 y actualmente se comercializa la versión 5, este equipo sí que está pensado para trabajar de manera autónoma y permite, desde una asistencia completa de la marcha a la compensación específica de las fases alteradas. Los mecanismos de actuación de HAL se basan en electromiografía de superficie (sEMG), con electrodos fijados

directamente a la piel que pueden proporcionar energía para asistir a los músculos⁽¹⁷¹⁾. Esto podría dificultar determinados patrones disfuncionales típicos de pacientes hemipléjicos moderados o severos, dando lugar a inestabilidades, alteración de la velocidad o en la longitud de la zancada de estos pacientes, por lo que este tipo de equipos serían más fiables para pacientes con lesión medular que para afectados por DCA. Fue desarrollado en la Universidad de Tsukuba, Japón.

- *Exoesqueleto Vanderbilt*. Otro exoesqueleto, desarrollado en este caso por la Universidad de Vanderbilt, (Estados Unidos). Este prototipo también está más enfocado a la ayuda a la marcha de lesionados medulares⁽¹⁷²⁾, aunque al igual que los anteriores no descartan la investigación para futuro uso en alteraciones de la marcha por DCA. El proceso de marcha se inicia cuando el paciente se inclina hacia delante. Solo asiste a nivel de cadera y rodilla. Como principal desventaja, tenemos que no tiene control automático del equilibrio, con lo que debe ser utilizado siempre con muletas. Como principal aporte, destacar que es modular, es decir, permite ser plegado para su transporte.
- *Rewalk™*. Es uno de los exoesqueletos más avanzados en cuanto a su comercialización se refiere. Nuevamente nos encontramos delante de un equipo que está enfocado al trabajo con lesionados medulares⁽¹⁷³⁻¹⁷⁵⁾. El sistema de funcionamiento es similar al de los anteriores, mediante una serie de actuadores y servomotores colocados a nivel de las articulaciones de los miembros inferiores. Como principal desventaja, tenemos que este dispositivo tampoco tiene control automático del equilibrio, con lo que debe ser utilizado siempre con muletas⁽¹⁷⁶⁾.
- *Exoskeleton Lower Extremity Gait System (eLEGS)*, de la empresa estadounidense Ekso Bionics y que fue renombrado en 2011 como EKSO. Nuevamente se trata de un prototipo con desarrollo primario para lesión medular, aunque parece ser que también podría usarse en DCA, por lo que se describe junto a los anteriores⁽¹⁷⁷⁾.
- Por último, se describe un caso muy particular que es el de un *Exoesqueleto Pasivo*, esto es, que no lleva ningún tipo de actuador que genere el movimiento. Fue desarrollado por Agrawal et al. (2006)⁽¹⁷⁸⁾. Este exoesqueleto se basa en el principio de equilibrar la gravedad durante el

movimiento. Según exponen en su artículo, el sistema consta de una serie de muelles que compensan constantemente el desplazamiento del centro de masas del sistema combinado que constituyen, la persona y el exoesqueleto. Así, lo que hacen es añadir muelles al exoesqueleto, uno entre el centro de masa del sistema combinado y el centro de masa de marco fijo que representa al tronco, y los demás dentro de los enlaces del exoesqueleto, para que la energía potencial del sistema combinado sea invariante con la configuración de la pierna. En el estudio proponen que podría utilizarse para la rehabilitación de la marcha.

De todo lo expuesto anteriormente y dado que según Belda et al. (2011)⁽¹²⁷⁾ diversos estudios parecen apoyar que la reeducación de la marcha con dispositivos robóticos o robotizados y entre los que estaría la cinta de marcha, conduce a un mayor éxito de distintos parámetros de ésta, tales como la velocidad, resistencia, el equilibrio o la longitud de la zancada, se ha abierto desde hace unos años una apasionante etapa de intensa investigación en la que seguramente acontecerán nuevos y sofisticados sistemas que podrían mejorar enormemente los procesos de rehabilitación, basados en dispositivos robóticos para pacientes que han sufrido DCA.

4.3.5.2. REALIDAD VIRTUAL (RV)

Otra de las técnicas más prometedoras a nivel de la reeducación de la marcha en personas con DCA en un futuro cercano, es el de la utilización de tratamientos basados en el uso de la RV. Aunque todavía es pronto para poder concluir que los tratamientos mediante RV mejoran significativamente la marcha, los resultados que arrojan los ensayos clínicos son alentadores⁽¹⁷⁹⁾.

Una reciente revisión sistemática, apunta que la sustitución total o parcial de un régimen estándar de rehabilitación con rehabilitación basada en realidad virtual (VRBR), podría provocar mayores beneficios en la velocidad, el equilibrio y la movilidad en las personas con ictus. Sin embargo dichos beneficios, pese a ser mayores, no son significativos. Por su parte, el costo adicional de aplicar la realidad virtual a la rehabilitación estándar es también pequeño, especialmente cuando se extiende sobre muchos pacientes en una clínica, lo que constituiría una ventaja⁽¹⁸⁰⁾.

Por su parte en otra revisión encontraron que los ejercicios basados en RV podrían inducir neuroplasticidad en pacientes con DCA y por tanto ayudar a su recuperación funcional, aunque tampoco pudieron concluir debido a que el nivel de evidencia no era suficiente⁽¹⁸¹⁾.

Al igual que en el apartado anterior, y dado que parece existir un enorme potencial sobre este tipo de tecnología, se va a realizar una pequeña exposición que nos pueda dar una perspectiva suficientemente amplia sobre las capacidades de la RV.

Aunque el concepto de “Realidad Virtual” parece algo novedoso, ya fue enunciado en el año 1994⁽¹⁸²⁾, donde se clasificó dentro de lo que el autor denominó el “*Continuo de Realidad Virtual*” (actualmente “*Continuo de Milgram*”, en honor al autor). Él partía de la “*Realidad absoluta*”, en la que el total de elementos que forman parte del mundo serían reales, y llegaba a la “*Realidad Virtual*”, en la que el total de los elementos del mundo serían virtuales. En un lugar central se situaría una combinación de ambas que conformarían las denominadas “*Realidad Aumentada*” (RA) y la “*Virtualidad Aumentada*”, en función de la cantidad y tipo de elementos reales y virtuales que interactúen. Estos dos últimos conceptos constituyen la denominada “*Realidad Mixta*” (RM)⁽¹⁸³⁾.

Por tanto, el *Continuo de Milgram* está compuesto por cuatro mundos: los mundos totalmente reales, los mundos totalmente virtuales, y en la zona intermedia los mundos asociados a la RA y VA, ambos englobados en el término de RM.

Ya en el año 2002, los profesores Grigore Burdea y Daniel Thalmann describen la utilización de la RV para rehabilitación en el contexto de salud, acuñando el término de “*Rehabilitación Virtual*”⁽¹⁸⁴⁾.

Otra definición bastante aceptada es la que define RV de la siguiente manera: “*La Realidad Virtual supone el uso de tecnologías avanzadas, incluyendo computadores y periféricos multimedia, para producir y simular entornos virtuales, percibidos por los usuarios como si fueran objetos y eventos del mundo real*”⁽¹⁸⁵⁾.

Para terminar de perfilar el concepto de RV y según una actual y sintética clasificación, tenemos que tener en cuenta que para conseguir esa percepción aparente del usuario de estar en un entorno real, cuando se trata de una interacción en un entorno virtual (EV), existen tres parámetros de los que va a depender directamente la experiencia y que son⁽¹⁸³⁾:

- *Inmersión*. Sería el grado en el que el usuario va a percibir físicamente el EV que le rodeará durante la experiencia, en función de una serie de dispositivos específicos que van a interactuar con sus canales sensoriales. Según el grado de inmersión podemos hablar de RV *immersiva* (RVI), en el caso de que esa sensación de presencia en el “mundo virtual” sea completa y RV *no immersiva* (RVNI), en el caso de que la sensación no sea completa. En este último aspecto, la sensación sería más o menos, como si estuviéramos interactuando “a través de una ventana” en ese EV⁽¹⁸⁶⁾.
- *Interacción*; Constituiría el conjunto de Técnicas y tecnologías necesarias para que la persona pueda interactuar y participar dentro del mundo virtual en el que esté inmersa. Estos dispositivos van a dar al usuario distintas capacidades, como: tocar objetos, moverlos, desplazarse, etc.
- *Imaginación*. En el contexto que nos ocupa, se trataría de la capacidad para realizar desarrollos informáticos (basados en software), y que generen el EV o “mundo virtual” en el que se puedan entrenar las diversas actividades a trabajar, esto es, que vayan específicamente orientados a la solución de determinados problemas del mundo real. En estrecha relación con estos desarrollos, está el concepto de los llamados *Serious Games*⁽¹⁸⁷⁾. Se trataría de la utilización de videojuegos que, mediante nuevos métodos de diseño, puedan permitir su aplicación en distintas áreas, tales como la educación o la salud, entre otras muchas. En el caso concreto de su aplicación al ámbito de la salud, también son denominados *Health Games*⁽¹⁸⁸⁾. El diseño de estos videojuegos ha dado lugar actualmente al tan usado término de “Gamificación”, que consistiría en la utilización de elementos diseñados para el juego en contextos externos al juego⁽¹⁸⁹⁾. Como se puede entender, este concepto está en constante adecuación y redefinición a los distintos contextos en que está emergiendo. Un interesante estudio describe el estado actual del concepto y su relación con distintos contextos, entre el que está el de la salud. Describe así los denominados *Health Games*, como una subcategoría dentro los llamados *Serious Games*, que serían aquellos juegos que no son diseñados específicamente para jugar pero que utilizan el principio de jugabilidad para conseguir sus objetivos⁽¹⁹⁰⁾. Actualmente existen diversos estudios que están aportando nuevo conocimiento sobre este campo en el área de la rehabilitación motora en pacientes con DCA⁽¹⁹¹⁻¹⁹³⁾.

Aunque todavía son pocos los estudios que existen sobre la aplicación de la RV para la rehabilitación de la marcha y del miembro inferior en DCA, en general los resultados obtenidos apuntan a que será fuente de grandes aportes^(179,188,194).

Varias revisiones sistemáticas, tampoco han podido concluir que exista suficiente evidencia sobre los efectos positivos de la rehabilitación con RV sobre pacientes con DCA^(180,195,196).

Por otra parte, en otra buena revisión sistemática sí que pueden haber encontrado algún resultado positivo. Así, parece que el entrenamiento del equilibrio y la postura con RV sí es efectiva en pacientes con DCA crónicos. Sin embargo, en pacientes con DCA en fase aguda o subaguda, no está tan clara esta efectividad. Nuevamente, concluyen que es necesaria más investigación que aporte nueva evidencia al respecto⁽¹⁹⁷⁾.

Un completo estudio multicéntrico desarrollado por un grupo de investigación canadiense, sugiere que en el enfoque de rehabilitación orientada a tareas sería menos importante el tipo de tarea que la intensidad de éstas y, en este contexto, actividades simples de bajo coste y recreativas serían tan eficaces como el uso de tecnologías de RV no inmersivas⁽¹⁹⁸⁾.

Por su parte, una reciente revisión publicada, también describe que la evidencia científica actual apoyaría la utilización de la gamificación mediante RV en los procesos de rehabilitación. Por tanto y dado que los datos parecen apuntar a que la RV podría dar enormes resultados a no muy largo plazo, sería recomendable el desarrollo de investigación de alta calidad para poder mejorar dicha evidencia científica⁽¹⁹⁹⁾.

Aunque todavía muy escasos, algunos estudios específicos sobre la aplicación de la RV en la reeducación de la marcha en pacientes con DCA están aportando nueva evidencia sobre el conocimiento ya adquirido.

Así, en una investigación enfocada al estudio del efecto del entrenamiento excéntrico con ejercicios basados en RV, sí que encontraron diferencias significativas, en la actividad muscular de los miembros inferiores y en el equilibrio. El estudio fue realizado sobre 30 pacientes y mostró que el entrenamiento mediante ejercicios basados en RV y de tipo excéntrico, realizados a baja velocidad, son eficaces para mejorar la actividad muscular de las extremidades inferiores y el equilibrio en pacientes con ACV⁽²⁰⁰⁾.

Un equipo de investigación de Taiwan realizó uno de los todavía escasos estudios que hay sobre los efectos de la aplicación de la RV a la reeducación de la marcha sobre un tapiz rodante comparándolos con los efectos producidos sobre cinta de marcha tradicional, esto es, sin RV. Aunque los resultados no fueron del todo concluyentes, como resultados principales obtuvieron que ni el entrenamiento en cinta tradicional, ni el entrenamiento en cinta con VR, produjeron efectos sobre la mejora del equilibrio estático. Sin embargo, el entrenamiento en cinta de marcha con VR, mejoró el equilibrio en el sentido medial-lateral con respecto a los resultados del entrenamiento en cinta o tapiz tradicional. Además, también mejoró el equilibrio durante las transferencias de sentado a bipedestación y la implicación de la extremidad parética durante el ciclo de marcha, en la deambulaci3n⁽²⁰¹⁾.

Un estudio relaciona la reeducaci3n de la marcha sobre tapiz rodante con RV y su posible influencia en la mejora del equilibrio disminuyendo el riesgo a caer. Para el estudio se reclutaron 21 pacientes que fueron divididos aleatoriamente en dos grupos. Uno de intervenci3n (n=11) y uno de control (n=10). Realizaron un entrenamiento durante 3 semanas. Observaron que la mejora del equilibrio fue significativamente mejor en el grupo de intervenci3n frente al de control, concluyendo que el entrenamiento en cinta de marcha con apoyo de RV puede participar significativamente en la mejora del equilibrio de pacientes con DCA⁽²⁰²⁾.

Por 3ltimo, en un estudio aleatorizado y controlado bastante actual, han estudiado el efecto terap3utico de la RV en pacientes con DCA, relacion3ndolo con su repercusi3n a nivel del n3mero de caídas y concluyendo que la terapia con juegos basados en RV ser3a una herramienta 3til para la rehabilitaci3n del equilibrio y la marcha en pacientes con DCA con repercusi3n positiva en cuanto a la reducci3n de las caídas⁽²⁰³⁾.

4.3.5.3. BRAIN-COMPUTER INTERFACE (BCI)

Otra l3nea de investigaci3n que podr3a tener enorme impacto en el desarrollo de nuevos m3todos y sistemas para rehabilitaci3n de pacientes con DCA, es la que se est3 llevando a cabo sobre la utilizaci3n de dispositivos basados en *Interfaz Cerebro-Ordenador*, m3s conocidos por sus siglas en ingl3s, *Brain Computer Interface* (BCI). Si bien su estudio no es estrictamente nuevo, ya que el primer intento del uso de BCI en rehabilitaci3n fue descrito

en el año 2003⁽²⁰⁴⁾, sí que lo son su actual nivel desarrollo y aplicación al ámbito de la salud debido a los nuevos aportes del campo de la neurociencia.

El desarrollo de estos sistemas es tan reciente que todavía existe poca información que soporte suficiente evidencia sobre la eficacia y efectividad de dispositivos BCI en la rehabilitación pacientes con DCA. Además, la mayor parte se centran en la recuperación de miembros superiores, sobre todo, de la mano⁽¹²⁷⁾.

Los sistemas BCI se pueden describir como, aquel dispositivo que responde a los procesos neuronales del cerebro para proporcionar una vía de comunicación directa entre el cerebro y el dispositivo externo sin el uso normal de las vías neuromusculares⁽²⁰⁵⁾.

Dichos sistemas basados en BCI permiten a una persona el control de una aplicación o un dispositivo a través de su actividad neuronal, generalmente recogida mediante EEG. Así, en lugar de utilizar señales nerviosas o musculares, un dispositivo basado en BCI adquiere directamente la actividad cerebral primaria asociada con la intención del usuario de realizar un movimiento y traduce estas señales específicas en comandos y acciones que puedan permitir a un dispositivo realizar una acción. De esta manera, los sistemas basados en BCI podrían mejorar la rehabilitación de personas con DCA⁽²⁰⁶⁾.

Aunque como ya se ha descrito, la investigación a nivel específico de la rehabilitación de la marcha mediante este tipo de dispositivos y en pacientes con DCA es todavía escasa y mucha está todavía a nivel de investigación básica y no aplicada, se van a exponer algunos estudios muy recientes que nos pueden acercar al potencial de estos sistemas.

En un reciente e interesantísimo estudio, mediante un sistema basado en BCI consiguen desarrollar una estrategia para la integración del sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico en una terapia de rehabilitación en dos fases: física y cognitiva. En cuanto a la fase relevante para este trabajo que es en la que estudian la función motora, utilizaron el BCI para permitir a la persona el control de una plataforma robótica durante el proceso de reeducación de la marcha. Los resultados fueron alentadores ya que todos los pacientes fueron capaces de controlar el dispositivo robótico mediante el sistema BCI, reclutando áreas cerebrales reasignadas a la ejecución de la marcha, es decir, distintas de las que se activan en sujetos sin lesión cerebral⁽²⁰⁷⁾.

Otra investigación se centró en el análisis de distintas señales EEG de pacientes con lesión medular incompleta con el objetivo de evaluar diferentes métricas de conectividad funcional y comprobar si realmente se estaban produciendo procesos de neuroplasticidad. En el estudio no pudieron encontrar una correlación suficientemente significativa⁽²⁰⁸⁾.

Más recientemente, se ha realizado un trabajo enfocado al estudio de determinados patrones de EEG y su traducción a los movimientos de flexo-extensión de rodilla. Consiguieron concretar un método que permitiría analizar las señales EMGs/EEG para la identificación de las señales neurológicas implicadas en la intención de movimiento. La finalidad última sería la de poder conseguir el control híbrido de un exoesqueleto de rodilla mediante BCI⁽²⁰⁹⁾.

En otro actual trabajo, la investigación se centró en el desarrollo de un modelo basado en señales de EEG que permitiera la detección anticipada de cambios voluntarios en la dirección de la marcha. El objetivo último era el de poder incorporar dicho modelo a sistemas BCI para un mejor control de los procesos de la marcha. Los sujetos realizaban una prueba en la que se les pedía que comenzasen una marcha normal y, tras 5-7 segundos, debían realizar un cambio del sentido de la marcha de unos 45°, continuando con marcha normal. Los datos obtenidos se analizaron posteriormente, para ver si el modelo informático era capaz de predecir el cambio de dirección mediante las señales de EEG producidas, antes de que el sujeto ejecutase físicamente dicho cambio en el sentido de la marcha, el cual era controlado por una serie de sensores acoplados a la persona. Aunque sus resultados necesitan apoyarse en un mayor desarrollo de dicho modelo y mejora de las métricas a analizar, sí que consiguieron una tasa de aciertos del sistema del 80%, quedando demostrado que dicho algoritmo podría constituir parte de un sistema BCI de control de cambios de sentido de la marcha⁽²¹⁰⁾.

4.3.6. DESCRIPCIÓN DE GAIT TRACER®

Se trata de un sistema que partiendo de un software, una serie de componentes físicos (cinta de marcha, proyector con sistema de Procesamiento Digital de Luz (DLP) y grúa de descarga parcial de peso corporal) y manejado por profesionales sanitarios especializados (fisioterapeutas, médicos rehabilitadores, etc.,...), da lugar a una novedosa herramienta de última generación que permite la realización de tratamientos de reeducación de la marcha, sobre tapiz rodante y con apoyo de un entorno de RV semi-inmersiva.

Gait Tracer® tiene como particularidad que, al tratarse de un “sistema” y no de un “equipo sanitario” de rehabilitación propiamente dicho (como cualquier máquina de electroterapia o ultrasonidos, por ejemplo) no sería necesario tener una patente propia definida sobre el conjunto. Es decir, se puede utilizar una cinta de marcha que ya exista en el mercado, perfectamente homologada para uso sanitario y que se tenga en una clínica, cualquier proyector DLP, un ordenador de rendimiento medio y una de las grúas de descarga de peso corporal que también esté ya homologada.

El ser un sistema modular también tiene diversas ventajas ya que permite ir adquiriendo el mejor equipo del mercado de cada una de las partes de las que consta el sistema, con lo que para actualizarlo no es necesario comprar la siguiente versión completa del sistema. Dado que, como se ha descrito en la introducción, el trastorno de la marcha parece ser uno de los problemas que más discapacidad y dependencia produce, bien directa o indirectamente y con lo ya expuesto, se tendría un sistema de reeducación de la marcha “Low-Cost” que podría ser lo suficientemente asequible, en cuanto a costes se refiere, como para ser utilizado por la mayoría de pequeños centros de fisioterapia o de rehabilitación y que pudiera ayudar a muchas más personas a reducir esto en lo posible, siempre y cuando se garantice su utilidad y seguridad para cada ámbito concreto.

Montando un sistema de estas características se consigue llevar el entrenamiento sobre cinta o tapiz rodante y con suspensión del peso corporal a un nivel superior, al incorporar un entorno de RV.

Añadido a lo anterior, cabría reseñar que utiliza una interfaz que, por su diseño, permite el uso intuitivo del sistema, dotándole así de gran facilidad de uso.

Con todo, Gait Tracer[®] podría convertirse en una versátil herramienta que puede ser utilizada tanto por profesionales del sector sanitario como socio-sanitario, partiendo siempre de la investigación previa que dote de suficiente evidencia científica sobre su efectividad en cada área, tanto para el uso en salas de rehabilitación y fisioterapia de hospitales, como en clínicas, centros residenciales (geriátricos, de discapacitados,...), centros de atención diurna, etc.

A continuación se va a desarrollar una descripción de las capacidades de uso de Gait Tracer[®], que permita conocer cómo se pone en marcha un sistema de este tipo para su uso a nivel sanitario.

4.3.6.1. PUESTA EN MARCHA DEL SISTEMA

Gait Tracer[®] está específicamente diseñado para ser utilizado con proyectores DLP y pueden utilizarse: a) los de alcance normal (2 a 4 metros) o, b) de alcance corto o ultracorto (0,60 a 1 metro).

La conexión se realiza de manera estándar en función de las opciones de conexión del propio proyector y del PC (cable VGA, USB, HDMI, etc.).

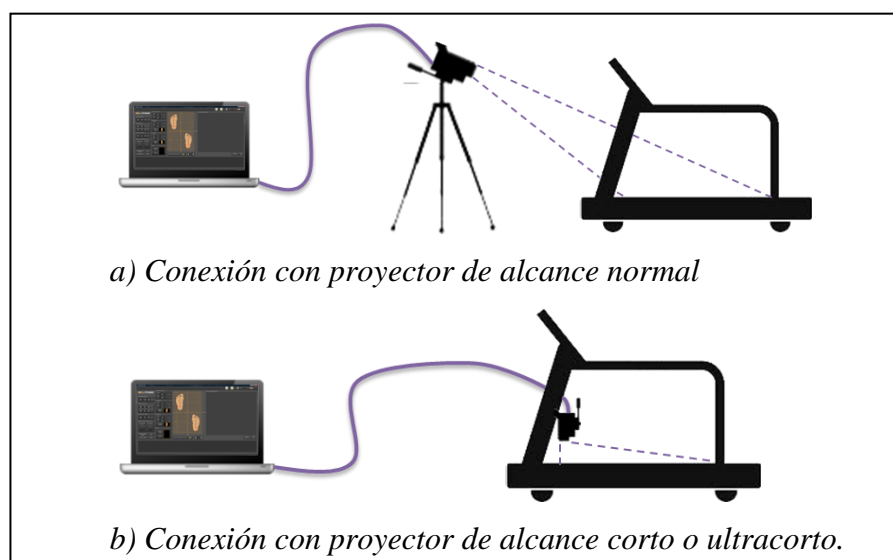


Figura 3: Modalidades de conexión del sistema Gait Tracer

En cualquier caso, los proyectores de alcance corto o ultracorto son los más recomendables, ya que dan mejores prestaciones en cuanto a tiempo de vida del proyector y su mantenimiento. Además, reducen significativamente los posibles efectos de las sombras

provocadas por el usuario y eliminan completamente la distorsión de la imagen proyectada provocada por la perspectiva.

Un ejemplo del montaje de un sistema para la utilización del Gait Tracer[®] es el que aparece en la Figura 4.



Figura 4: Ejemplo de montaje de un sistema con Gait Tracer[®]

4.3.6.2. CONCEPTOS E INTERFAZ DE GAIT TRACER[®]

La interfaz de Gait Tracer[®] está diseñada de manera que resulte sencilla, intuitiva y se desarrolló partiendo de los siguientes conceptos:

Configuración. Es el conjunto de valores que definen una forma de marcha concreta y de proyección de la misma. Así, una configuración vendrá determinada por valores concretos para la velocidad de la marcha, distancia entre talones, longitud del paso tanto con el pie izquierdo como con el pie derecho, ángulos de rotación de los pies, imágenes de proyección para cada pie, tamaño real de las imágenes de proyección para cada pie e imagen del fondo de proyección. Cualquier cambio en alguno de estos valores da lugar a una configuración distinta.

Periodo. Se denominó así a una configuración proyectada durante un intervalo de tiempo dado.

Sesión. Hace referencia a una secuencia de periodos consecutivos con un tiempo asignado a cada una de ellos. Cualquier cambio en la secuencia o en algún tiempo asignado a alguna de las configuraciones de la misma supone una sesión distinta.

La interfaz principal del software se organiza entorno a los mismos, con acceso a prácticamente todos los controles desde una sola pantalla y mediante las siguientes secciones:

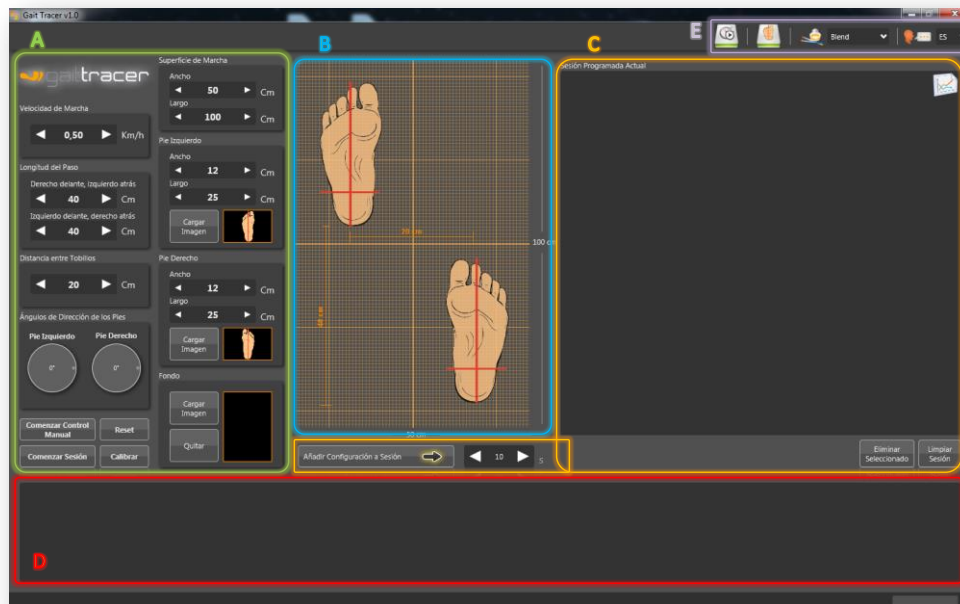


Figura 5: Interfaz principal

A. **Configuración actual.** Esta sección de la interfaz permite establecer todos los parámetros de una configuración. Así mismo, representa la configuración actual cargada en la memoria de la aplicación. Esta sección posee también botones de control que se explicarán más adelante.

B. **Representación gráfica de la configuración actual.** Aquí se representan todos los valores de la configuración actual de manera gráfica e intuitiva.

C. **Sesión actual.** Esta sección contiene la información relativa a la sesión actual cargada en la memoria de la aplicación. Se muestra la secuencia de configuraciones con los

tiempos asociados a cada una de ellos en forma de árbol. Contiene también botones que permiten eliminar configuraciones de la secuencia y vaciar completamente la secuencia actual. Bajo la sección B, hay un área que permite añadir la configuración actual a la secuencia de la sesión actual estableciendo una determinada duración en segundos para la misma. Contiene también un botón (esquina superior derecha) en forma de gráfica que da acceso a la representación de la sesión actual de forma gráfica.

D. **Registro de actividad.** Refleja toda la actividad desarrollada durante la ejecución de la aplicación, etiquetando cada acción con la hora en la que fue realizada, y mostrando los resultados exitosos o erróneos de las mismas.

E. **Barra de herramientas.** Contiene botones que dan acceso a herramientas complementarias (como la Galería de Configuraciones y la Galería de Sesiones) y a controles para cambiar la apariencia y el idioma de la aplicación.

A continuación se detallan los controles de cada una de las secciones anteriores.

4.3.6.2.1. A – CONFIGURACIÓN ACTUAL

1. **Velocidad de Marcha.** En esta casilla se especifica la velocidad de la marcha, en km/h, de la configuración actual. Esta velocidad deberá coincidir con la de la cinta de marcha, con el fin de que las marcas proyectadas y el movimiento de la cinta estén sincronizados.

2. **Longitud del paso.** En estas casillas se especifican la distancia en cm que se desea que tengan los pasos, tanto la que se avanza con un paso del pie izquierdo como la que se avanza con un paso del pie derecho.

3. **Distancia entre Tobillos.** Aquí se introduce la distancia entre tobillos, en cm, deseada para esta configuración.



Figura 6: Cuadro de Controles

4. **Ángulos de rotación de los pies.** Los controles de rueda permiten establecer qué ángulo en grados, en el plano horizontal, tendrá la pisada de cada uno de los dos pies.
5. **Superficie de marcha.** Muestra información sobre las distancias de calibración en la cinta (largo y ancho). Estas distancias sólo se podrán modificar durante la Calibración (ver más adelante).
6. **Imagen proyectada para el pie izquierdo.** Permite especificar el tamaño (ancho y largo) en cm, así como la imagen (“Cargar imagen”) para la marca que se proyectará para las pisadas del pie izquierdo.
7. **Imagen proyectada para el pie izquierdo.** Permite especificar el tamaño (ancho y largo) en cm, así como la imagen (“Cargar imagen”) para la marca que se proyectará para las pisadas del pie derecho.
8. **Fondo de proyección.** Permite especificar una imagen (“Cargar imagen”) para mostrar como fondo de la cinta en la proyección. Permite también no utilizar fondo (“Quitar”).
9. **Botón de Reset.** Establece los valores de la configuración actual a los valores por defecto.
10. **Botón de Calibrado.** Ejecuta la herramienta de la calibración del sistema.
11. **Botón de Control Manual.** Comienza la proyección de la configuración actual.
12. **Botón de Control Automático.** Comienza la proyección secuencial de las configuraciones de la sesión actual de manera automática.

4.3.6.2.2. B – REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE UNA CONFIGURACIÓN

Esta sección presenta gráficamente los valores de la configuración actual especificados numéricamente en la sección A. Así, los valores introducidos en la sección A.2. (longitud de los pasos) se verán reflejados en B.2., los valores de la sección A.3. (distancia entre talones) se verán reflejados en la sección B.1. Los valores presentados en la sección A.5. (superficie de la cinta) coinciden con los presentados en B.3. y

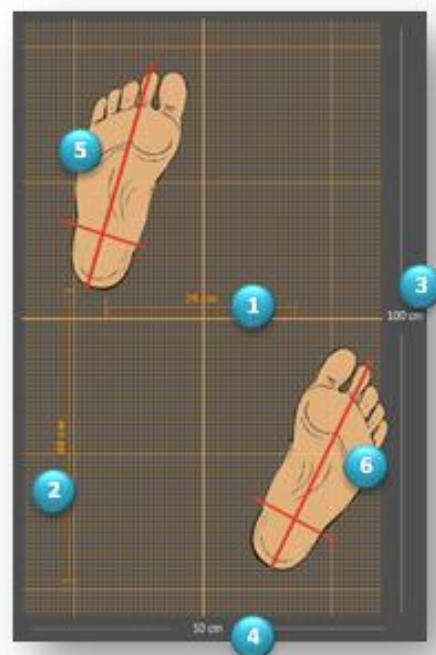


Figura 7: Visión gráfica de la configuración

B.4. Por último, los ángulos de rotación especificados en A.4. y los parámetros de las proyecciones en A.6. y A.7. (tamaño e imágenes de proyección de las pisadas de pie izquierdo y derecho) se verán representados en B.5. y B.6., respectivamente.

4.3.6.2.3. C – PRESENTACIÓN DE UNA SESIÓN DE TRABAJO

Cada sesión se describe mediante una *Secuencia de periodos* que representa la sesión actual como una secuencia de configuraciones (de arriba abajo) en intervalos de tiempo. Cada configuración de la secuencia se representa en forma de árbol, representando en los nodos los valores de los parámetros de la configuración. El primer nodo de una configuración es su nombre seguido de su duración entre paréntesis.

En el ejemplo de la figura 8, las dos configuraciones se denominan “Periodo” y ambas duran 10 segundos “(10 s.)”.



Figura 8: Presentación de la sesión de trabajo

El sistema también permite mostrar la información de la sesión actual de manera gráfica, como una sucesión en el tiempo (figura 9).

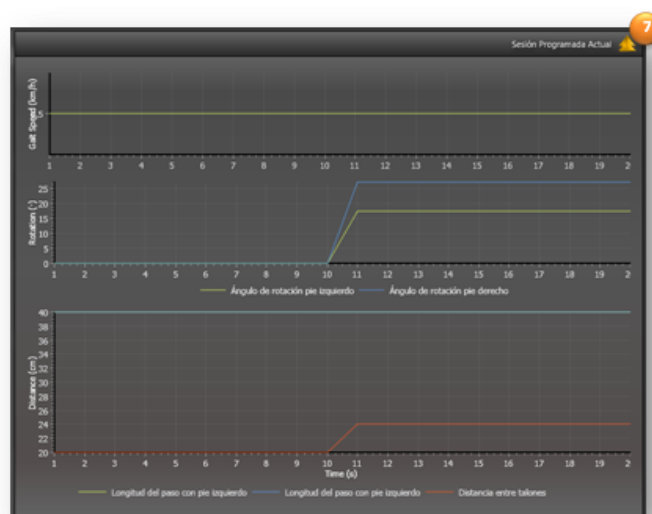


Figura 9: Gáfica de sesión, sobre línea de tiempo

4.3.6.2.4. D – REGISTRO DE ACTIVIDAD

Presenta todas las actividades realizadas, junto con su resultado de éxito o fracaso, durante cada ejecución de la aplicación, en orden cronológico. Conforma así un registro de la actividad llevada a cabo tanto por la aplicación como por el usuario.

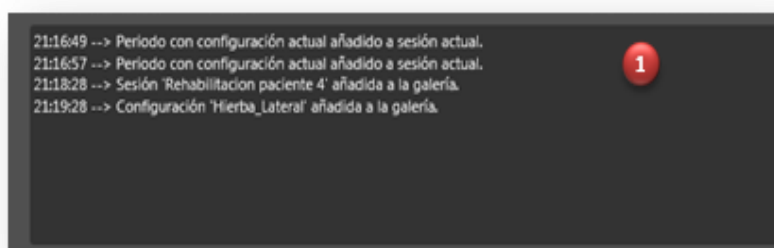


Figura 10: Registro de actividad

4.3.6.3. BARRA DE HERRAMIENTAS

En la *Barra de herramientas* se organizan distintos recursos del software, relacionados con la gestión y almacenamiento de las sesiones de terapia. Son los siguientes:

1. *Galería de Sesiones.*
2. *Galería de Configuraciones.*
3. *Apariencia del panel de control.*
4. *Idioma de la aplicación.*

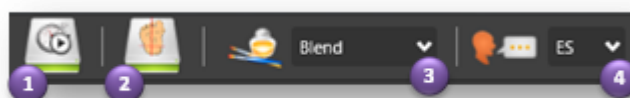


Figura 11: Barra de herramientas

4.3.6.3.1. GESTIÓN DE SESIONES

La Galería de Sesiones permite almacenar sesiones creadas por el usuario y gestionarlas. Esto posibilita el diseño de sesiones específicas para cada paciente, o para cada grupo de pacientes con características similares a trabajar.

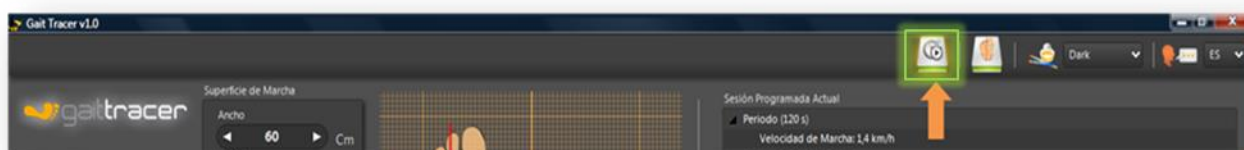


Figura 12: Acceso a gestión de sesiones

Siguiendo el principio de diseño de la interfaz principal, dicha herramienta aparecerá superpuesta a la sección B, ocultándola.

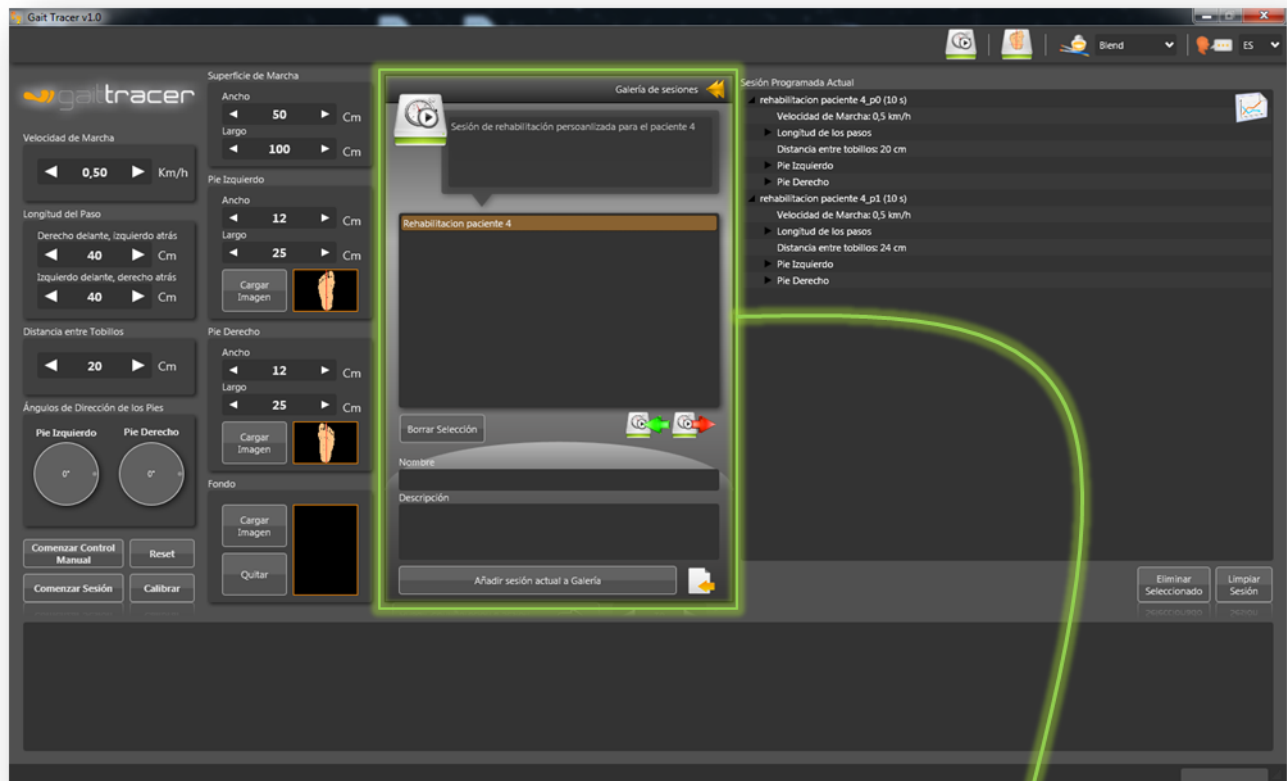


Figura 13: Detalle de la Galería de sesiones

1. **Lista de Sesiones.** Presenta la lista de los nombres de todas las sesiones almacenadas en la galería y seleccionar la sesión que pasará a ser la sesión actual cargada en memoria.
2. **Descripción de Sesión.** Presenta la descripción textual de la sesión seleccionada en la lista.
3. **Nombre de nueva sesión.** Campo para introducir el nombre de la sesión que se va a añadir a la galería.



4. **Descripción de nueva sesión.** Campo para introducir una descripción textual de la sesión que se va a añadir a la galería.
5. **Como opciones de gestión, presenta:** *añadir sesiones, eliminarlas, importación y exportación.*

4.3.6.3.2. GESTIÓN DE CONFIGURACIONES

La Galería de Configuraciones permite almacenar, gestionar y compartir configuraciones creadas por el usuario. Funciona de manera similar a la anterior Galería.

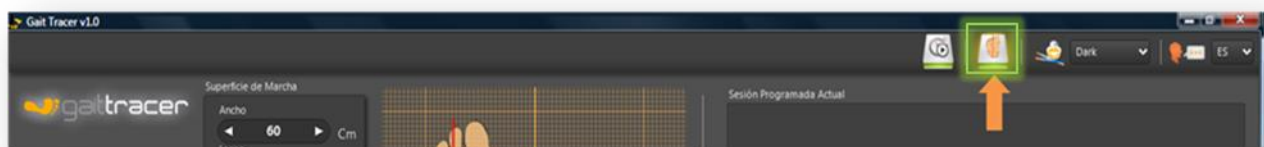


Figura 14: Acceso a gestión de configuraciones

4.3.6.4. PANEL DE CONTROL DE PROYECCIÓN

El Panel de Control aparecerá siempre que vayamos a iniciar una proyección de la configuración actual, en modo manual, o de la sesión actual, en modo automático.



Figura 15: Panel de control manual en tiempo real

Todos los parámetros de la marcha que presenta este panel, permiten parametrizar la marcha en tiempo real. En concreto, permite *pausar la proyección, modificar parámetros específicos de marcha (Velocidad, Longitud del paso, Distancia entre talones y Ángulo de rotación de los pies) y Cronómetro.*

4.3.6.5. CALIBRACIÓN DEL SISTEMA

La CALIBRACIÓN es un paso fundamental antes de empezar a utilizar el sistema. Una vez instalado y posicionado el sistema proyector, la primera tarea es la calibración.

En la figura 17 se presenta la proyección que se va a utilizar, limitada por dos líneas amarillas (1) (superior e inferior), un control deslizante (2) y un botón (3) en el centro de la pantalla.



Figura 16: Calibración del sistema

Para calibrar el sistema se hacen coincidir las líneas amarillas (1), aumentando o disminuyendo su anchura mediante el control deslizante (2), hasta que coincidan con la anchura real de la cinta de marcha.



Figura 17: Detalle de la calibración sobre la cinta de marcha

Después de realizar esta operación, aparece una nueva ventana.

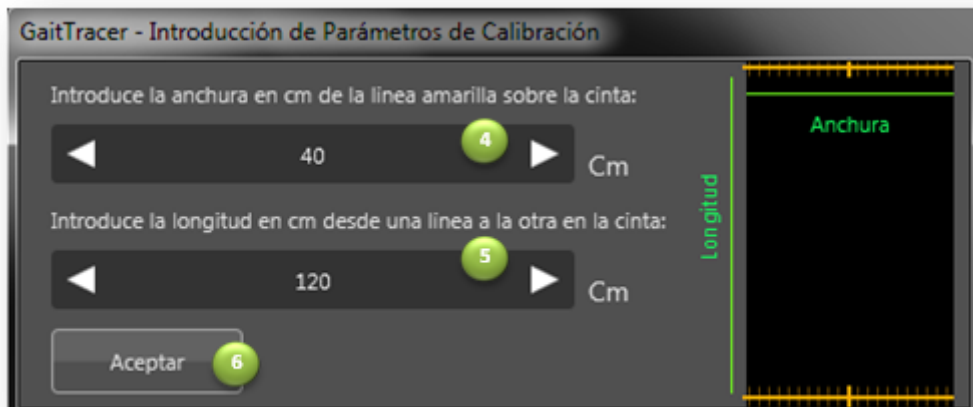


Figura 18: Ventana de introducción de datos de calibración

En este paso, se medirá con un metro la anchura de la cinta en cm. Y se introducirá en la casilla correspondiente (4). Se hará lo mismo con la longitud. Se medirá con un metro la distancia en cm que hay desde una línea amarilla a la otra sobre la cinta y se introducirá en la casilla correspondiente (5). Los valores de estas casillas aparecerán posteriormente en la sección A.5. de la interfaz principal (“Superficie de la Marcha”) a modo informativo. A continuación, se pulsará el botón “Aceptar” (6) para confirmar la calibración y volver a la interfaz principal. El sistema estará listo para funcionar con precisión.

Es importante tener en cuenta que, aunque *la anchura de la cinta de marcha se calibra mediante marcas proyectadas, la longitud de marca a marca no se calibra de esta manera. Sin embargo, es imprescindible introducir su valor en cm. en la ventana correspondiente (5).*

Esto es debido a que esos datos los necesita el algoritmo matemático en el que se basa el sistema para calcular correctamente las distancias a proyectar.

También hay que tener en cuenta que será necesario calibrar cada vez que se cambie el software de equipo o que se mueva tanto la cinta como el sistema de proyección.

4.3.6.6. FUNCIONES BÁSICAS DE GAIT TRACER®

Una vez encendidos y conectados los equipos (PC, proyector y cinta de marcha), se ejecutará el software, siendo posible trabajar en “modo manual” o en “modo automático”.

4.3.6.6.1. UTILIZACIÓN DE GAIT TRACER® EN “MODO MANUAL”

En este modo, se ejecutará la proyección de las marcas para la marcha comenzando con la configuración actual, representada en la interfaz principal, sección A (ver apartado 6). Se utiliza en el caso de que se quiera realizar una sesión en la que el terapeuta necesite un control a demanda durante la sesión.

Aparecerá la pantalla de proyección y el panel de control (F):

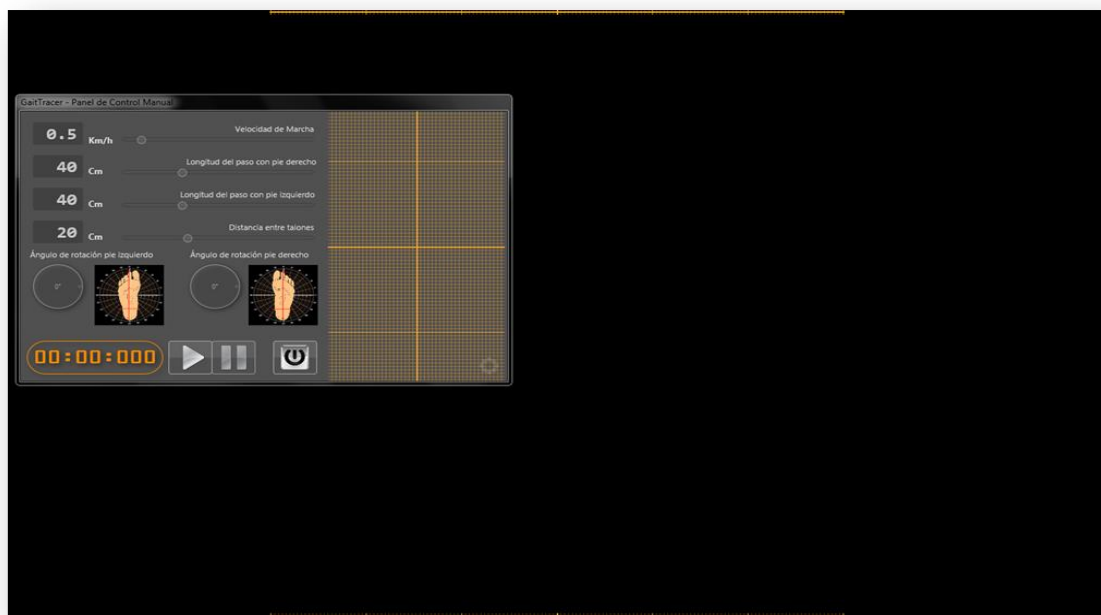


Figura 19: Ejemplo de visualización en “modo manual”

Una vez comienza la proyección según la configuración actual, ya se podrán modificar los parámetros de la configuración de la marcha en tiempo real, manipulando los controles del panel de control. También se puede pausar y reanudar la proyección en cualquier momento, durante la sesión de tratamiento.

4.3.6.6.2. UTILIZACIÓN DE GAIT TRACER[®] EN “MODO AUTOMÁTICO”

En el modo de “Control Automático”, Gait Tracer[®] proyecta una secuencia de periodos de configuraciones programada, es decir, una sesión completa. En este caso toda la sesión está programada de manera previa, lo que permite al profesional centrarse en otros aspectos de la sesión de tratamiento como el apoyo directo sobre el paciente.

Al pulsar el botón de inicio, comenzará la proyección del primer periodo de la sesión. A continuación, una vez transcurrido el tiempo del primer periodo y sin ningún tipo de demora, se ejecutará la configuración del segundo periodo, y así sucesivamente hasta proyectar todos los periodos de los que se componga dicha sesión. En este caso, la proyección durará el tiempo que sumen todos los periodos de la sesión actual, y el cronómetro representará una cuenta atrás. De cualquier manera, también se pueden modificar los parámetros de la configuración de la marcha en tiempo real, manipulando los controles del panel de control, si fuera necesario.

4.3.6.7. INTEGRACIÓN DEL FONDO Y DE LAS MARCAS DE PROYECCIÓN

Las imágenes de apoyo a la marcha (por defecto unos pies) se pueden cambiar, cargando las que se desee en función de las necesidades de tratamiento. Los formatos admitidos son .JPG, .PNG, .GIF y .BMP. Además, se utilizan imágenes .PNG o .GIF con fondo transparente, de tal manera que al superponer las imágenes sobre un fondo queden completamente integradas visualmente.

También es posible cambiar el tamaño con el que las imágenes se proyectan en la cinta, en los campos “Ancho” y “Largo” de las secciones A.6 y A.7., se introduce la dimensión en cm que se desea que tengan las imágenes proyectadas sobre la cinta.

4.3.6.8. GESTIÓN DE LAS CONFIGURACIONES DE TRATAMIENTO PREPROGRAMADAS

Todas las configuraciones pueden ser almacenadas en una base de datos integrada y son gestionadas de manera centralizada desde la “Galería de Configuraciones”. Esto permite poder personalizar, ajustar y controlar cada tratamiento y la evolución de éste en función de la mejora del paciente.

El sistema permite *añadir una configuración* creada por el usuario, *eliminar configuraciones*, *importarlas* desde una unidad de almacenamiento externo y *exportarlas*.

4.3.6.9. EJEMPLOS DE CONFIGURACIONES

Tres ejemplos podrían ser los siguientes:



Figura 20: Ejemplos de sesiones

5-Justificación, Hipótesis y Objetivos

5. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

5.1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Actualmente, muchos y muy diversos son los sistemas y técnicas que se han desarrollado en los últimos tiempos para mejorar los resultados de la rehabilitación funcional motora y en concreto de la reeducación de la marcha, en aquellos pacientes que han sufrido Daño Cerebral Adquirido.

Además y sin ningún lugar a dudas, el aporte de las tecnologías emergentes más actuales, están incorporando novedosas soluciones que dan lugar a una mejora constante de los procesos de rehabilitación de la marcha, reduciendo los tiempos de recuperación, los riesgos asociados a caídas y minimizando por tanto las secuelas que en muchos casos son importantes y causantes de altos grados de dependencia.

Por todo lo expuesto hemos considerado de gran interés la realización de un estudio que nos permita determinar si un sistema de reeducación de la marcha de bajo coste, basado en el software “GaitTracer®”, podría ser efectivo para mejorar la funcionalidad de la marcha en personas afectadas por DCA, tomando como aspecto de referencia para medir dicha funcionalidad, la disminución del riesgo de caídas.

Uno de los principales retos a los que se enfrentan la mayoría de dichos avances es el de conseguir que, además de eficaces, efectivos y eficientes, sean económicamente asequibles. Tan imprescindible es que la tecnología irrumpa para dar soluciones, como que sea lo suficientemente asequible como para que pueda ser utilizada por la mayor parte de los profesionales sanitarios y que puedan así los pacientes beneficiarse de forma masiva.

En España muchos de los equipos que se utilizan para la reeducación de la marcha presentan unos costes de adquisición en el mercado inasumibles para la mayoría de las clínicas de fisioterapia y de rehabilitación de un tamaño medio, así como para las más pequeñas. Además, muchos de esos equipos presentan unas características que hacen necesario contar con grandes espacios para su instalación.

Esto hace que dichas herramientas solo puedan llegar a centros tales como los grandes hospitales (ya de por sí, asistencialmente saturados) o clínicas, limitando en gran medida el acceso de una gran parte de la población afectada a este tipo de tratamientos de vanguardia.

Por ello, la utilización de tecnologías de bajo coste como la aplicación realizada del sistema basado en el software “GaitTracer®” del presente trabajo, podría ser una solución sencilla, barata y de fácil implantación en cualquier centro de rehabilitación, para la

reeducación de la marcha de pacientes que han sufrido Daño Cerebral Adquirido, incluso con instalaciones de superficie relativamente reducida.

5.2. HIPÓTESIS

Un programa específico de Reeducción Global de la Marcha disminuye el riesgo de caídas en personas con DCA.

5.3. OBJETIVOS

El **objetivo general** de la investigación y del que se desprende la validación de la hipótesis descrita anteriormente, es el de determinar la eficacia de un programa de Reeducción Global de la Marcha para disminuir el riesgo de caídas, de personas con déficit funcional tras afectación por DCA y por tanto, conseguir una marcha más funcional.

Como **objetivos específicos** se describen:

- 1.** Analizar las diferencias entre las características principales de la Marcha (equilibrio, velocidad y resistencia) de los Usuarios que han utilizado “GaitTracer[®]” y aquellos pertenecientes al Grupo de control.
- 2.** Conocer la posible variación de la mejora del riesgo asociado a caer, en función del tipo de Reeducción de la marcha realizado en el grupo de estudio, con respecto al grupo de control.
- 3.** Estimar si una vez terminada la reeducación, se mantienen los niveles de mejora un mes después. Con ello se pretende estudiar si los tratamientos utilizados deberían mantener una continuidad en el tiempo o si esto no es necesario.

6-Material y Métodos

6. MATERIAL Y MÉTODOS

6.1. ÁMBITO DEL ESTUDIO

El proyecto se presentó al Comité Científico y Ético de Investigación Clínica del Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral Adquirido (Ceadac), perteneciente al Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO) (*Anexo 1*). Tras la valoración de la calidad científica del estudio y garantía del cumplimiento de todos los aspectos Éticos y de seguridad para los participantes, fue aprobado por dicho comité y formalizado mediante la firma del Acuerdo de colaboración protocolizado en el Ceadac (*Anexo 2*). Una vez estudiada la viabilidad del proyecto y su aprobación por dicho Comité, se obtuvo la subvención del Ceadac para la realización del mismo mediante una partida presupuestaria asignada específicamente a Investigación Innovadora (elemental o aplicada) sobre Daño Cerebral adquirido. Todos los participantes en la investigación, así como sus familiares de referencia, fueron informados en entrevista personal tanto verbalmente como por escrito, sobre las características del estudio, los objetivos que se buscaban y la total garantía del tratamiento confidencial y exclusivo de los datos para la investigación a realizar. Todos fueron informados de que el presente protocolo experimental respetaba los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki⁽²¹¹⁾ y de que todos los datos obtenidos fueron tratados según la legislación vigente en materia de protección de datos, esto es, según las directrices de la Ley Orgánica de Protección de Datos (LOPD) 15/1999, de 13 de diciembre y la ley 41/2002, del 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. Por su parte, la aceptación de participación voluntaria se informó (*Anexo 3*) y formalizó por escrito, mediante la firma del consentimiento informado (*Anexo 4*).

6.2. DISEÑO DEL ESTUDIO

6.2.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Para confirmar la hipótesis anteriormente descrita se ha propuesto un ensayo clínico controlado aleatorizado en dos grupos (Intervención y Control), con ocultación del reparto aleatorio.

Al **grupo experimental** se le aplicó el programa de Reeduación Global de la Marcha objeto de estudio, consistente en el tratamiento convencional sobre cinta de marcha aplicado en CEADAC **combinado con el nuevo sistema Gait Tracer[®]**. Por su parte, al **grupo de**

control se le aplicaron los tratamientos convencionales sobre cinta de marcha que se realizaban hasta el momento del estudio en el CEADAC, **sin incluir GaitTracer®**. Ambos grupos recibieron tratamiento durante **8 semanas** consecutivas y fueron seguidos durante un mes tras los tratamientos.

6.2.2. POBLACIÓN DIANA

Se consideró población diana para este estudio, la compuesta por personas de entre 18 y 55 años con Daño Cerebral Adquirido en fase subaguda.

El ámbito de estudio fue el Centro Estatal de Atención al Daño Cerebral Adquirido (CEADAC) donde se realizó el proceso de reclutamiento. Se les informó brevemente sobre el estudio y se les invitó a participar. Para ser incluidos en el estudio debían presentar informes médicos donde apareciera claramente el diagnóstico de Daño Cerebral Adquirido, además de cumplir el resto de criterios de inclusión. Los usuarios que aceptaron participar fueron asignados de forma aleatoria a uno de los dos grupos, previa información sobre el estudio y una vez que hubieron firmado el consentimiento informado (*Anexos 3 y 4*).

6.2.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, EXCLUSIÓN Y FINALIZACIÓN DE ESTUDIO

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Edades comprendidas entre los 18 y 55 años, inclusive.
- Personas con Daño Cerebral Adquirido en fase subaguda, con alto o moderado riesgo de caídas.

Para valorar si existe una disminución significativa del riesgo de caídas, se utilizó como Prueba de Oro (Gold Standard Test) la escala *POMA (Tinetti)*^(46,79,212). Este test determina, para una puntuación ≤ 18 , alto riesgo de caídas. Para una puntuación entre 19-23, riesgo moderado y para una puntuación ≥ 24 , riesgo mínimo. *Se incluyeron en el estudio todos aquellos usuarios que presentasen un alto o moderado riesgo, es decir, aquellos con puntuaciones ≤ 23 y que, al menos, tuvieran 1 punto* (sedestación estable).

- Personas que no presenten un deterioro cognitivo que no les permita entender las órdenes verbales o realizar las acciones pedidas.

Para ello, se consideraron aquellos usuarios que no presentaban deterioro cognitivo, o que dicho nivel les permitía entender las órdenes verbales y realizar las acciones pedidas. Así, se utilizó la versión abreviada, de 30 Items, del cuestionario *Mini-Examen Cognoscitivo*^(213,214), en el que se fija en 23 puntos el límite inferior para una función normal y por tanto, para poder acceder al estudio.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Aquellos que presentasen en el momento del reclutamiento *algún tipo de proceso agudo que impida su participación* o aquellos que presenten *descompensaciones importantes en alguna o varias de sus patologías más invalidantes* (crisis epilépticas no compensadas, grandes picos híper o hipoglucémicos, híper o hipo-tensión no controladas, cardiopatías inestables, etc.,...) y que pudieran poner en peligro su estado de salud.

CRITERIOS DE FINALIZACIÓN DEL ESTUDIO

- *Personas que no colaborasen* durante las sesiones de tratamiento.
- Aquellos que hubieran *perdido más de 5 sesiones de tratamiento* por cualquier causa.

Durante el estudio, los anteriores extremos también fueron valorados por un médico del equipo de rehabilitación, el cual no tuvo ningún tipo de conocimiento en cuanto a la relación de los usuarios valorados con los grupos de estudio. Aquellos usuarios excluidos del estudio por alguna de las causas anteriores, retomaron sus sesiones de rehabilitación, aunque ya no fueran tenidos en cuenta para el estudio.

6.2.4. SELECCIÓN DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA, ALEATORIZACIÓN Y ENMASCARAMIENTO

6.2.4.1. SELECCIÓN DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA

Para su selección, se estimó que la muestra de estudio debería permitir detectar una diferencia mínima de 3 puntos en la escala P.O.M.A. de Tinetti^(46,79,212), escala utilizada en diversos estudios para valorar el rendimiento funcional, con un nivel de significación del 5% ($\alpha= 0,05$) y una potencia estadística del 80% ($\beta= 0,20$), en un contraste bilateral con muestras independientes. Se asumió, tras consultar en la bibliografía existente, una desviación estándar de 4 puntos⁽²¹⁵⁾ y se tuvo el mismo número de pacientes en ambos grupos. Con estos parámetros, se calculó el tamaño de la muestra necesario mediante el programa informático “GRANMO v7.1”.

Así, se reclutó una muestra de **36** pacientes, divididos en dos grupos de **18** pacientes cada uno.

6.2.4.2. ALEATORIZACIÓN Y ENMASCARAMIENTO

Todos los pacientes que cumplieron criterios de inclusión, fueron aleatorizados a dos grupos: un grupo de estudio y un grupo de control.

El *proceso de aleatorización y enmascaramiento* se realizó mediante la codificación de los participantes y su posterior asignación a los grupos de estudio o de control, en función de una lista de aleatorización. Así, para la confección de dicha lista que fue realizada por el Coordinador del CEADAC y dotar de un código de identificación a cada participante, se sacó de una bolsa en la que estaban todos los códigos (del 001 al 036), el número de código que se le asignaría al primer expediente. De otra bolsa se extrajo el orden de codificación que podía ser ascendente o descendente. El primer código sería asignado al grupo de estudio y el siguiente, al grupo de control.

Para disminuir posibles sesgos, se llevó a cabo un enmascaramiento de los participantes de los grupos de intervención y de control. Además, se enmascaró a todos los participantes respecto de la persona que realiza las sesiones y la que finalmente analizaría los datos obtenidos.

De esta manera:

- Dado que la persona que realizaba las sesiones e incorporaba los datos era independiente del investigador principal que los analizaba y los expedientes se encontraban codificados según el método ya explicado, éste último no tuvo conocimiento alguno sobre las identidades reales de los pacientes hasta finalizar el proceso de análisis de resultados, momento en el que sí las conoció para poder verificar que no había existido ninguna irregularidad.
- Además, cada participante no sabía a qué grupo estaba asignado ya que sólo se le informaba sobre las sesiones que tendría que realizar.

Se representa una descripción más grafica del enmascaramiento en la figura 25.

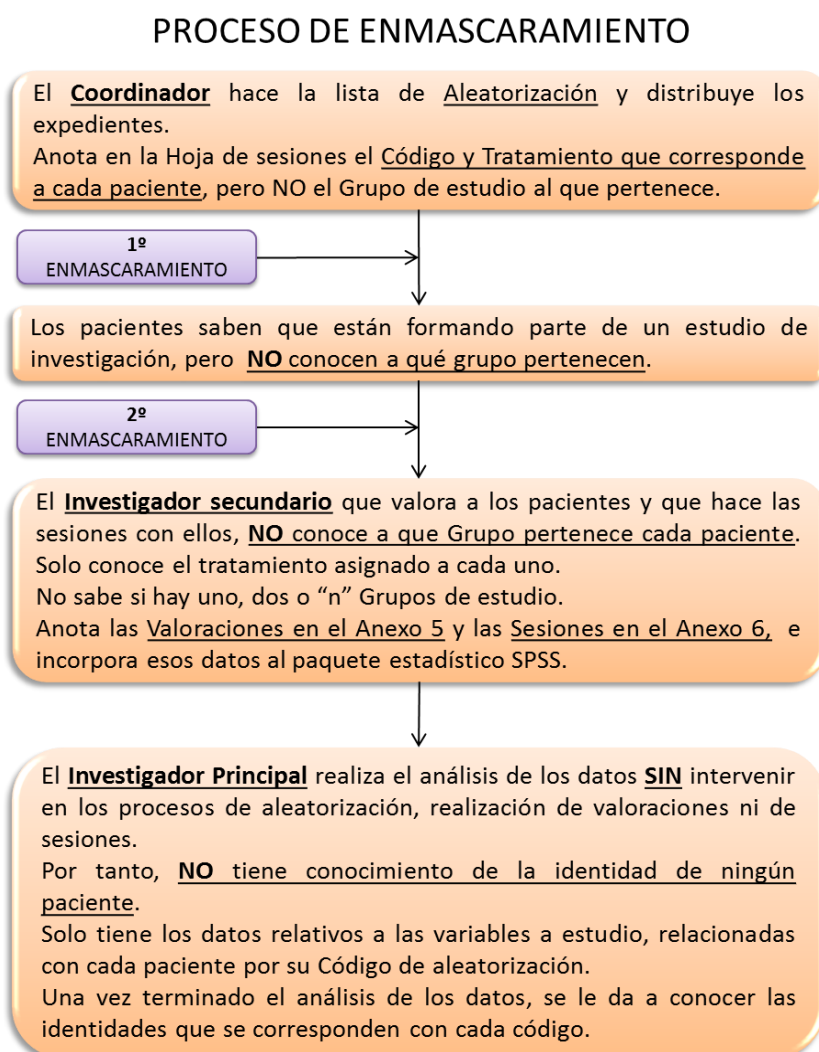


Figura 21: Proceso de enmascaramiento

6.2.5. PROTOCOLO DE RECLUTAMIENTO Y ESTUDIO

Para llevar a cabo el estudio se contó con la participación de los siguientes profesionales: Un investigador principal, otro investigador secundario que realizó las valoraciones y sesiones de forma independiente y la figura de un Coordinador médico del CEADAC, encargado de las gestiones administrativas, aleatorización y codificación de cada paciente hasta completar el total de la muestra.

En primer lugar el Coordinador médico del CEADAC se encargó de gestionar los *consentimientos por escrito* de los pacientes para su participación en el estudio (*Anexos 3 y 4*). Todos ellos fueron informados de que el presente protocolo experimental respeta los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki⁽²¹¹⁾.

Seguidamente, el investigador secundario realizó la *valoración previa de todos los usuarios a los que no les fuera aplicable ninguno de los criterios de exclusión*, por orden ascendente de número de expediente clínico. Utilizó para valorar la escala *POMA (Tinetti)*^(46,79,212), el cuestionario *Mini-Examen Cognoscitivo*^(213,214), *Test Timed Up&Go*^(80,110,111), *Escala de equilibrio de Berg*⁽¹⁰⁷⁻¹⁰⁹⁾, *Gait Velocity Test*^(101,103-105,216), *6 Minute Walk Test*^(92,93,102), *Escala Functional Ambulation Categories (FAC)*^(54,217), *Falls Efficacy Scale (FES)*^(45,95), registró los resultados en el Formulario de toma de datos (*Anexo 5*) e incluyó los datos de dichas valoraciones en la aplicación “**SPSS ®**” (versión 19.0). Previamente, el coordinador médico del CEADAC confirmó que no existía ningún estado patológico en proceso que pudiera poner en peligro la seguridad de la salud para esa persona, teniendo en cuenta las valoraciones protocolizadas por el CEADAC al ingreso de todo usuario.

El coordinador médico del CEADAC realizó el *proceso de aleatorización* mediante el cual se codificaron los pacientes y fueron asignados a los grupos de estudio o de control.

Así, una vez realizadas las valoraciones previas y en un plazo inferior a 48 horas, el coordinador seleccionó el primer expediente valorado por el investigador secundario. Luego lo codificó según la lista de aleatorización, lo clasificó como el primer usuario del grupo de estudio y le hizo corresponder su tipo de tratamiento con el siguiente, llamado “*Tratamiento RGM*”:

- Se realizó 1 sesión de entrenamiento de 30 minutos de duración (martes y jueves), es decir, dos veces a la semana para cada usuario.
- La duración total del entrenamiento fue de 8 semanas (total, 16 sesiones).
- Se realizó el entrenamiento convencional en cinta de marcha con la metodología habitual en CEADAC (explicado más adelante) y además, se combinó con el sistema **Gait Tracer**[®].

Con el siguiente paciente valorado se realizó el mismo proceso, esto es, lo codificó y colocó como primer paciente del grupo de control, haciendo corresponder su tratamiento con el siguiente, llamado “Tratamiento C”:

- Se realizó 1 sesión de entrenamiento de 30 minutos de duración (martes y jueves), es decir, dos veces a la semana para cada usuario.
- La duración total del entrenamiento fue de 8 semanas (total, 16 sesiones).
- Se realizó el entrenamiento convencional de marcha, con la metodología habitual en CEADAC.

Ambos tratamientos utilizan elementos que ya han sido usados con éxito en diversos estudios, encontrados durante la revisión de la bibliografía relacionada^(134,157,218-222).

Por su parte, los aspectos diferenciadores de cada tratamiento se describen a continuación:

- Para el *grupo de “Tratamiento C”*, al entrenamiento en la cinta de marcha descrito, se le aplicó la metodología convencional en el CEADAC. Ésta consistía en la reeducación activa de la marcha del paciente, supervisada por el fisioterapeuta y con apoyo de pautas a través de órdenes verbales referentes a la modificación de la longitud, altura o ángulo del paso.
- Para el *grupo de “Tratamiento RGM”*, al entrenamiento en la cinta de marcha descrito se le aplicó también la metodología convencional en el CEADAC y se le incorporó el sistema **Gait Tracer**[®], consistente en una proyección que se aplica sobre la cinta de marcha y que va marcando al paciente una serie de huellas que determinan un patrón de marcha que él debe seguir con sus pisadas. Se presentó un patrón que representase los parámetros mínimos para considerar la marcha como “normal”, descritos en el apartado 1.2.4.1 de este trabajo. Dicho patrón, fue constante durante todo el entrenamiento fijándose: una “distancia entre pasos” de 30cm., una “amplitud de la

base” de 10cm. y un “Ángulo de paso” de 5°. El paciente debía intentar ajustar y mantener su marcha al patrón representado, durante toda la sesión de tratamiento.

Para ambos grupos, el *entrenamiento* consistió en colocar al usuario en la cinta, al tiempo que se utilizaba el soporte parcial del peso^(57-59,132,223-228). Este soporte estaba formado por un arnés que estabilizaba la zona pélvica y el tronco bilateralmente. Se utilizó el sistema de soporte para mantener a los usuarios parcialmente suspendidos, con el fin de reducir parte del peso corporal. Todos los usuarios comenzaron con un *soporte del 40% del peso corporal* y éste se fue reduciendo teniendo en cuenta que dicho porcentaje de descarga le permitiera conseguir una alineación adecuada del tronco y suficiente transferencia del peso sobre el miembro hemipléjico.

En ambos grupos, el entrenamiento se llevó a cabo sobre una *cinta rodante TECH MED modelo TM PREMIUM 2100*. A esta cinta se le acopló el sistema de soporte del peso corporal. Se optó por un sistema de *suspensión del peso corporal marca LIKO* que consta de: grúa de suspensión, arnés y dinamómetro.

El protocolo utilizado para el trabajo con descarga parcial del peso corporal, está basado en el utilizado con éxito en otros estudios con usuarios con PC⁽²²⁹⁾ y en trabajos realizados sobre pacientes con lesión medular incompleta, tal y como describen Berhrman et al.⁽²³⁰⁾.

Con todo, el protocolo para entrenamiento en cinta para ambos grupos consistió en un máximo de 30 minutos, con una *pendiente fija del 0%*, con soporte del peso corporal inicial del 40%, el cual se fue reduciendo progresivamente conforme la capacidad de marcha del paciente mejoraba^(132,231). Se seleccionó una *velocidad constante de 0,5 Km./h.*, acorde con los tratamientos protocolizados de reeducación de la marcha sobre cinta rodante del CEADAC. Además, dicha velocidad se encuentra entre el rango de valores de referencia utilizados en diferentes estudios, como el de Hesse et al. (1.999)⁽²²⁴⁾. Cada sesión fue supervisada en todo momento por un fisioterapeuta.

En cuanto al entrenamiento descrito en cinta con descarga parcial del peso, no se pudo hacer uso de un protocolo concreto que previamente fuera utilizado específicamente en personas adultas con DCA, por no encontrar suficientes evidencias en la literatura.

Para completar la muestra y según el método descrito anteriormente, se fueron añadiendo usuarios al grupo de estudio y al de control sucesivamente hasta completar las dos listas de 18 sujetos cada una, con el tratamiento específico asignado a cada uno en función del grupo al que pertenecían.

Con el objetivo de garantizar que el tamaño de la muestra fuera el calculado en su totalidad y evitar posibles sesgos por pérdidas de usuarios, también se tuvo en cuenta que si no se completaban las listas con los pacientes que actualmente estaban de “Alta” en el centro, se irían completando con los nuevos pacientes que fueran ingresando, siguiendo el mismo proceso hasta completar el tamaño muestral estimado previamente para este estudio. Además, en el caso de existir la pérdida de algún paciente durante el estudio, ésta se repondría seleccionando un nuevo candidato mediante el mismo proceso de selección y clasificación.

Cada usuario codificado y clasificado, pasó a recibir antes de las dos primeras semanas el tratamiento de reeducación de la marcha objeto de estudio que le correspondiese, en función del grupo al que pertenecía.

El investigador secundario apuntó todos los datos de control relativos a las variables a estudio, en cada sesión, (tales como asistencia a la sesión, etc.) en los formularios creados a tal efecto (*Anexo 6*).

Cada usuario que terminó su tratamiento fue valorado nuevamente por el investigador secundario, tras haber terminado el tratamiento y un mes después, como seguimiento de los resultados obtenidos (*Anexo 5*). Los datos recogidos fueron introducidos también en “SPSS®”.

Una vez terminada la valoración final (al mes del tratamiento) del último usuario a estudio, el investigador principal revisó que no hubiera datos a analizar que no se han introducido al programa “SPSS®”, realizó el estudio estadístico y analizó los resultados.

Para poder certificar en todo caso la veracidad de los datos relativos a los pacientes a estudio, tras haber analizado todos los datos y haber extraído las conclusiones, el investigador principal tuvo acceso a conocer la verdadera identidad de los usuarios. Para ello, le fue entregado el sobre de claves por parte del coordinador médico del CEADAC.

El esquema del diseño es el siguiente:

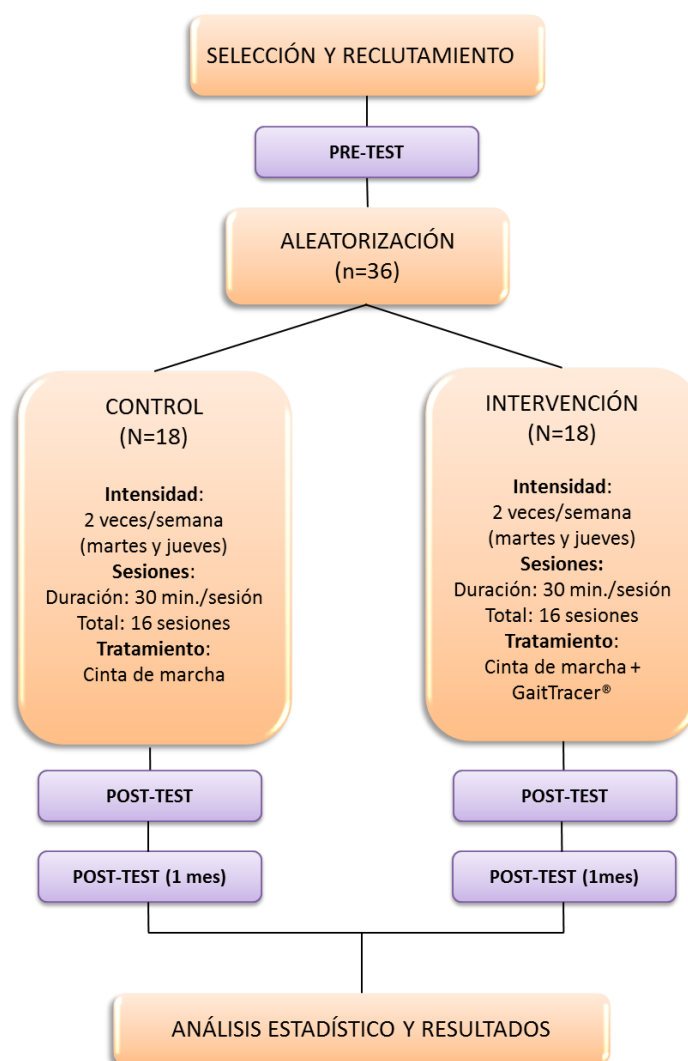


Figura 22: Diseño del Estudio

El cronograma de trabajo por fases y resumido fue el siguiente:

	MES 1				MES 2				MES 3				MES 4				MES 5				MES 6				MES 7				MES 8			
Semana	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Gestión de Solicitud de estudio al CEADAC, Convenios, etc.	█																															
Solicitud de Consentim. Firmados a participantes		█																														
Valoraciones previas de pacientes.			█	█																												
Proceso de aleatorización.				█																												
Comienzo de los Ttos. y del seguimiento.					█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█																
Análisis de resultados.																	█	█	█	█												
Presentación de resultados.																					█	█	█	█								
Publicación del Estudio.																													█	█	█	█

Figura 23: Cronograma de Trabajo

6.3. DESCRIPCIÓN DE LA VARIABLES ANALIZADAS Y PROCEDIMIENTO DE OBTENCIÓN DE ÉSTAS

VARIABLES INDEPENDIENTES

Todos los datos que constituían las variables independientes de los pacientes a estudio, se recabaron desde la aplicación de gestión global del CEADAC, dado que todos estos datos se incorporan al expediente clínico electrónico del paciente en el momento en el que ingresa en el centro, como parte del Conjunto Mínimo Básico de Datos (CMBD) que CEADAC recoge de cada usuario. Se extrajeron e incluyeron a la base de datos del SPSS para su posterior tratamiento, las siguientes variables:

- Sexo (mujer/hombre, cualitativa dicotómica).
- Edad (en años, cuantitativa discreta). Se tomó como edad de la persona, los años cumplidos que tenía en el momento de comenzar el estudio.
- Peso (expresado en Kg., cuantitativa continua), que se utilizó para el cálculo del 40% del peso del paciente que se descargaría durante las sesiones.
- Fecha de la lesión cerebral (cuantitativa), con el objetivo de controlar que la lesión de los pacientes a estudio no superase los 24 meses desde que ocurrió.
- Caídas previas (en los 2 meses anteriores al estudio) (cuantitativa discreta).
- Suspensión parcial de peso corporal (arnés + dinamómetro "LIKO")^(229,230) (Sí/No, cualitativa dicotómica).
- Puntuación test MEC-30^(213,214) (cuantitativa discreta).
- Utilización de ayudas técnicas (Sí/No, cualitativa dicotómica).
- Número de sesiones perdidas (cuantitativa discreta), ya que un número superior a 5 sesiones suponía la exclusión del paciente del estudio.
- En tratamiento con medicación específica (Sí/No, cualitativa dicotómica), se utilizó debido a que cierto tipo de medicación específica, como antiepilépticos, antidepresivos o ansiolíticos por ejemplo, podrían influir en el resultado final de los entrenamientos.

VARIABLES DEPENDIENTES

- **Puntuación test POMA (Tinetti) GLOBAL**^(46,79,212) (cuantitativa discreta). Esta prueba está ampliamente extendida en el campo de la valoración de la marcha, sobre todo en lo que se refiere a las anomalías del equilibrio y de la marcha que detecta y que relaciona con el riesgo a caídas. Esto último es importante resaltarlo ya que muchos estudios la toman como base para medir la calidad del equilibrio o la marcha de una persona, pero en realidad el test para lo que realmente es bueno y confiable es para detección del riesgo de caídas, eso sí, a expensas de ciertas anomalías del equilibrio y la marcha. Esta confiabilidad quedó avalada sobre todo a partir de uno de los estudios epidemiológicos más conocidos en este aspecto, el estudio ICARE⁽⁸⁶⁾, además de los realizados por Tinetti et al.^(79,212) donde se demostró que los pacientes en los que se detectaban las anomalías determinadas en el test POMA Tinetti, presentaban generalmente un riesgo más elevado de sufrir finalmente una caída. Destaca esta prueba por su facilidad de administración, ya que no es necesario ningún material específico para pasarla. En cuanto a la interpretación de este test para el estudio realizado, se determinó para una puntuación ≤ 18 , alto riesgo de caídas. Para una puntuación entre 19-23, riesgo moderado y para una puntuación ≥ 24 , riesgo mínimo.

- **Puntuación test BERG**⁽¹⁰⁷⁻¹⁰⁹⁾ (cuantitativa discreta). La escala de BERG facilita una valoración cuantitativa del equilibrio en pacientes con DCA. Esta escala está dividida en 14 apartados en los que la persona tiene que mantener distintas posiciones tanto estáticas, como en movimiento. Los materiales necesarios para realizar esta prueba son: un cronómetro, una silla, un asiento sin respaldo y un espacio donde el paciente sea capaz de girar 360°. La prueba tiene una duración de entre 10-15 minutos. Los apartados constan de valores entre 0 y 4 puntos, puntuando en función de la distancia y el tiempo de la prueba (una puntuación de 0 indica que el sujeto es totalmente incapaz de hacer lo solicitado, mientras que una puntuación de 4 indica que el sujeto es totalmente independiente). La puntuación máxima que se puede conseguir es de 56 puntos. Por otra parte, si el resultado final es menor de 46 puntos, el test está indicando que el paciente puede sufrir caídas múltiples por existir alteraciones en el equilibrio de carácter moderado. Dicho puntaje descrito fue el utilizado para el estudio.

- **Puntuación test UP&GO Cronometrado**^(80,110,111) (cuantitativa discreta). El test “*Timed Up & GO*” aplicado, se realizó según el método descrito por Podsiadlo et al⁽⁸⁰⁾ que desarrolló una versión cronometrada del test “*Get Up and Go*” de Matias et al⁽¹¹⁰⁾. Dicha escala determinaba “alto riesgo de caídas” si la persona tardaba más de 20s, límite de la normalidad con “riesgo moderado de caídas” si tardaba entre 10s y 20s y “riesgo normal” para tiempos inferiores a 10s. Diversos estudios, como el de Roqueta et al⁽⁹¹⁾ sobre población anciana o el de Shamy et al⁽¹¹¹⁾, realizado sobre personas con DCA en fase crónica, han demostrado gran confiabilidad en esta prueba. La escala “*Timed Up and Go*” (TUG) o test de “*Levantarse y Caminar, Cronometrado*” mide el tiempo que emplea un paciente en levantarse de una silla, caminar tres metros, dar la vuelta (debiendo quedar la pierna parética por dentro de la curva), volver a la silla y sentarse. Para marcar los tres metros de distancia, se colocó una tira de cinta adhesiva justo delante de la silla donde comenzaría la prueba y otra a los tres metros. Para marcar la vuelta se puso una pica encima de la segunda tira de cinta que tendría que bordear la persona. La silla no disponía de reposabrazos. La prueba comienza con la persona sentada, con la espalda apoyada en el respaldo de la silla, los brazos relajados y los pies sobre el suelo, justo detrás de la marca con cinta. Se le indicó al paciente que: al escuchar la palabra “ya”, debería levantarse, caminar de forma segura y lo más rápidamente que pudiera hasta la pica que tendría que rodear para volver caminando de igual manera y sentarse nuevamente en la silla. Se le explicó que la prueba sería cronometrada, que comenzaría al decir la palabra “ya” y que terminaría cuando su espalda estuviera sobre el respaldo de la silla. Se realizó un ensayo para que el paciente pudiera familiarizarse con la dinámica de la prueba, tomando los tiempos en dos ensayos más y marcando como resultado de la prueba el promedio de estos últimos.

- **Puntuación Test Gait Velocity**^(101,103-105,216) (cuantitativa continua). Otro aspecto de la marcha que se valoró fue la velocidad del desplazamiento. Para ello se utilizó la prueba velocidad de marcha denominada “*10-meter walking test*”, en la que se mide la velocidad de la marcha durante una distancia fija de 10 metros. El test se realizó según el protocolo de Taylor et al⁽²³²⁾. Se utilizó un cronómetro digital para las mediciones y durante la prueba se pidió a la persona que caminase una distancia de 10 metros a su “ritmo normal” y de manera cómoda, es decir sin intentar correr. Además, debía utilizar cualquier Producto de apoyo u órtesis que estuviera utilizando. Se midieron además 5 metros adicionales y se marcaron en el suelo, con cinta adhesiva, al principio y al final de la distancia de 10 metros

para permitir al participante una distancia suficiente para acelerar y desacelerar. Se realizaron dos ensayos y se registró la velocidad media para esos 2 ensayos. Este test correlaciona de manera fiable con diversas medidas de la capacidad de caminar en personas con hemiparesia después del accidente cerebrovascular^(54,233) y ha sido recomendada en diversos estudios como Medida de resultado para la rehabilitación del accidente cerebrovascular⁽²³⁴⁾.

- **Puntuación Test de Marcha de 6 min., o “6MWD”**^(92,93,102) (cuantitativa continua). Esta prueba es también es muy utilizada para valorar la repercusión funcional de disfunciones de la marcha. En concreto y en este caso, a expensas de la mejora de la resistencia. También presenta buena confiabilidad con respecto a otros test utilizados en DCA^(54,104,235) y es una prueba muy fácil de administrar que no requiere de ningún material específico. Para la realización del test se marcó en un pasillo y con cinta adhesiva la distancia de 33 metros que marca el protocolo estandarizado de Guyat et al.⁽²³⁶⁾. Se informó a la persona que el propósito de la prueba era el de observar qué distancia máxima era capaz de caminar en seis minutos.

Seguidamente, se le enseñó hasta donde tenía que caminar y volver, durante los seis minutos que duraba la prueba, intentando hacer la mayor distancia posible en ese tiempo.

Cada minuto el examinador podía alentar al sujeto con las frases estandarizadas: "¿Vas bien?", o "sigue adelante", o "buen trabajo", y se le pidió no utilizar otras frases diferentes. Se permitió a los participantes detenerse y descansar sin sentarse ni apoyarse durante la prueba, pero debían reanudar el caminar tan pronto como fueran capaces de seguir. El examinador contabilizó la distancia recorrida total. Para determinar la finalización de la prueba se utilizó un reloj digital con cronómetro de cuenta atrás y con una alarma que sonaba seis minutos después del inicio de la prueba.

- **Puntuación Escala FAC**^(54,217) (cuantitativa discreta). La escala FAC permite obtener una puntuación, de entre “0” y “5”, que categoriza a la persona según posea un patrón de marcha más o menos funcional, asignando “0” a la marcha no funcional y “5” para deambulación independiente. También presenta una buena fiabilidad, y correlatividad con respecto a pruebas como el 6MWT⁽²³⁷⁾. La escala (con sus categorías) se encuentra detallada en el Anexo 5. Esta escala fue pasada antes de comenzar el entrenamiento con el paciente, nada más terminar el total de sesiones y un mes después.

- **Puntuación Falls Efficacy Scale, o “FES”^(45,95)** (cuantitativa discreta). El estudio de esta escala es muy interesante, ya que relaciona el miedo a caer de la persona afectada, con los efectos que éste puede producir sobre la realización de una marcha más o menos eficaz, autónoma y funcional. En concreto y dado que ya se estaba utilizando en el CEADAC, se utilizó la escala “FES” (Falls Efficacy Scale) desarrollada por Tinetti et al.⁽⁴⁵⁾. La escala se basa en la confianza que tiene la persona en realizar determinadas actividades comunes y puntúa de “0” a “3”, siendo “0” “Ninguna confianza” y “3” “Mucha confianza”. Al igual que la anterior, esta escala se encuentra detallada en el Anexo 5 y también fue pasada antes de comenzar el entrenamiento con el paciente, nada más terminar el total de sesiones y un mes después.

6.4. ESTRATEGIA DE ANÁLISIS

METODOLOGÍA EN LA RECOGIDA DE LA INFORMACIÓN

En primer lugar el Coordinador médico del CEADAC confeccionó las listas de los dos grupos a estudio, codificados según el método explicado anteriormente y guardó en sobre cerrado las claves de esa codificación.

Por otra parte, otro de los investigadores (investigador secundario) se encargó de obtener e introducir los datos relacionados con las sesiones de entrenamiento de los usuarios y las posibles incidencias ocurridas durante el estudio.

Los resultados de las valoraciones, así como los datos personales de cada paciente y demás datos introducidos en su expediente médico y variables a estudio, fueron recogidos en los distintos registros informatizados que se encuentran implementados dentro de la aplicación de gestión global del CEADAC. Todos los datos necesarios para el análisis estadístico se incluyeron en una base de datos utilizando como herramienta el software de gestión estadística “SPSS ®” (versión 19.0), siendo analizados por el investigador principal.

Se realizó, de manera previa, un análisis estadístico descriptivo general de la muestra, en cuanto a datos Demográfico-Clínicos obtenidos se refiere.

El análisis estadístico principal se realizó mediante la comparación de medias y en función de las variables a estudio (cualitativas, cuantitativas, etc.), se utilizaron los correspondientes test: “*T* de student” como paramétricos y “*U* de Man-whitney”, “Chi-Cuadrado” y “Kruskal-Wallis” como no paramétricos, dependiendo de las variables a contrastar en cada comparación.

Por otra parte, para valorar la influencia significativa o grado de relación entre algunas de las variables, se utilizó un modelo de correlación basado en el coeficiente de correlación de Spearman (*Rho*).

Se plantearon los siguientes tipos de análisis:

- I. En primer lugar se compararon las medias de las escalas en la medición “PRE” entre el grupo GaitTracer y el grupo Control, con el fin de constatar que ambos grupos partían de condiciones que no difirieran significativamente.
- II. En segundo lugar, se compararon las medias de las escalas entre la medición “PRE” y la medición “POST” para los dos grupos por separado, con el fin de constatar que las diferencias entre ambas mediciones son significativas.
- III. Seguidamente, se compararon las medias de las diferencias “POST-PRE” de las escalas entre el grupo GaitTracer y el grupo de Control, con el fin de constatar si hay diferencias significativas en los cambios “PRE/POST” entre los grupos.
- IV. Se calcularon las correlaciones entre las medidas “PRE” y las diferencias “POST-PRE” para cada uno de los dos grupos de manera independiente, con el fin de constatar la influencia de las condiciones iniciales de los pacientes en la mejora que produce cada terapia.
- V. Para los resultados obtenidos un mes después de terminar la intervención y utilizando una sistemática similar, se compararon las medias de las escalas entre la medición “POST” y la medición “POST 1 mes” para los dos grupos por separado, con el fin de constatar si las diferencias entre ambas mediciones eran significativas.
- VI. Finalmente, se compararon las medias de las diferencias “POST 1 mes” –“POST” de las escalas entre el grupo GaitTracer y el grupo de Control, con el fin de constatar si hay diferencias significativas en los cambios “POST”/“POST 1 mes” entre los grupos.

7-Resultados

7. RESULTADOS

7.1. PLANTEAMIENTO DEL ANÁLISIS

Para el cálculo de la significación estadística se utilizaron los siguientes test:

- I. Con respecto al análisis de tipo I, se planteó un test-T de muestras independientes sólo si las varianzas entre PRE GaitTracer y PRE Control son iguales (cumplen homocedasticidad). En caso contrario, se realizaría un test U de Mann-Whitney de muestras independientes.
- II. Con respecto al análisis de tipo II, se plantea un test-T de muestras pareadas sólo si la diferencia entre PRE y POST cumplía normalidad. En caso contrario se realizaría un test de Friedman para muestras pareadas.
- III. Con respecto al análisis de tipo III, se planteó un test-T de muestras independientes sólo si las varianzas entre diferencia POST-PRE GaitTracer y diferencia POST-PRE Control eran iguales (cumplen homocedasticidad). En caso contrario, se realizaría un test U de Mann-Whitney de muestras independientes.
- IV. Con respecto al análisis de tipo IV, se planteó el cálculo del índice de correlación Rho de Spearman.
- V. Con respecto al análisis de tipo V, se planteó un test-T de muestras pareadas sólo si la diferencia entre PRE y POST cumplía normalidad. En caso contrario se realizaría un test de Wilcoxon con signo para muestras pareadas.
- VI. Con respecto al análisis de tipo VI, se planteó un test-T de muestras independientes sólo si las varianzas entre diferencia POST-PRE GaitTracer y diferencia POST-PRE Control eran iguales (cumplen homocedasticidad). En caso contrario, se realizaría un test U de Mann-Whitney de muestras independientes.

7.2. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

De los datos Demográfico-Clínicos que se recogieron, se obtuvieron los siguientes resultados descriptivos:

Tabla 0: Datos Demográfico Clínicos

		Grupo de Estudio					
		Gait Tracer			Control		
		Recuento	Media	Desviación típica	Recuento	Media	Desviación típica
Sexo	Mujer	5			6		
	Hombre	13			12		
Tto medicación específica	No	9			8		
	Sí	9			10		
Edad (en años)			41	11		42	9
Test MEC-30 Lobo			26	2		25	2
Núm. caídas previas			0	0		0	0
Suspensión peso corporal PRE (sí/no)		18 (sí)	1	0	18(sí)	1	0
Tiempo desde lesión (meses)			6,94	2,67		7,06	4,54

En la muestra obtenida se observó que participaron 25 hombres y 11 mujeres, de los cuales, 13 hombres y 5 mujeres fueron asignados al grupo de Gait tracer, mientras que 12 hombres y 6 mujeres participaron en el grupo de control. La media de edad para el grupo de control fue de 41 (DT=11) años, mientras que para el grupo de control se situó en los 42(DT=9) años. Del total de participantes y ya antes de iniciar el estudio, 19 tomaban medicación específica para el control de posibles complicaciones tras el ictus, como crisis epilépticas, picos hipo o hipertensivos, etc., y 17 no tomaban ninguna medicación específica relacionada con el DCA sufrido. Durante el estudio no se suspendió ningún tratamiento medicamentoso. Con respecto al rendimiento cognitivo de los participantes, para el grupo Gait Tracer se obtuvo una puntuación media sobre el test MEC-30 de Lobo, de 26 (DT=2), frente a 25(DT=2) puntos de media en el grupo de control. Ambas puntuaciones aseguran un rendimiento suficiente para poder entender las órdenes que se les pidieron, así como para comprender que estaban formando parte de un estudio y firmar el consentimiento informado.

Antes de comenzar la investigación ninguno de los participantes había sufrido caídas previas que pudieran influir de alguna manera sobre aspectos como el “miedo a caer”. Además, todos los participantes comenzaron con descarga del peso corporal, independientemente del grupo al que fueron asignados. El tiempo medio de evolución desde la lesión hasta comienzo de la intervención y para el grupo Gait Traer, se situó en 6,94 (DT=2,67) meses. Para el grupo control, fue de 7,06 (DT=4,54) meses.

7.3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para la comprobación de normalidad se aplicó la prueba de Shapiro-Will. Para la comprobación de homocedasticidad se aplicó la prueba de Levene para igualdad de varianzas.

Con respecto al **análisis de tipo I**, se planteó un test-T de muestras independientes sólo si las varianzas entre PRE GaitTracer y PRE Control son iguales (cumplen homocedasticidad). En caso contrario, se realizó un test U de Mann-Whitney de muestras independientes. Las tablas 1 y 2 muestran los test de Normalidad y Homocedasticidad para los dos grupos de estudio.

Tabla 1: Pruebas de Normalidad de las medidas PRE						
	GaitTracer			Control		
	Test Shapiro-Wilk			Test Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE)	0,928	18	0,177	0,939	18	0,275
Escala Tinetti-Marcha (PRE)	0,919	18	0,125	0,903	18	0,064
Escala Tinetti-Total (PRE)	0,964	18	0,681	0,928	18	0,182
Escala Berg (PRE)	0,936	18	0,246	0,88	18	0,026
Escala "Timed Up&Go" (PRE) (seg.)	0,752	18	0	0,718	18	0
Gait Velocity Test PRE (seg.)	0,963	18	0,659	0,754	18	0
Test de Marcha 6 minutos (PRE) (metros)	0,913	18	0,097	0,933	18	0,223
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) PRE	0,842	18	0,006	0,803	18	0,002
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) PRE	0,942	18	0,315	0,946	18	0,37

Los valores en negrita indican que se cumple normalidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como normales para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Tabla 2: Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas PRE de ambos grupos		
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	
	F	Sig.
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE)	7,882	0,008
Escala Tinetti-Marcha (PRE)	3,578	0,067
Escala Tinetti-Total (PRE)	9,115	0,005
Escala Berg (PRE)	1,406	0,244
Escala "Timed Up&Go" (PRE) (seg.)	20,407	0
Gait Velocity Test PRE (seg.)	11,657	0,002
Test de Marcha 6 minutos (PRE) (metros)	0,064	0,802
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) PRE	9,836	0,004
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) PRE	5,026	0,032

Los valores en negrita indican que se cumple homocedasticidad. Es decir, las varianzas de las escalas correspondientes de los grupos GaitTracer y Control son iguales.

Dados los resultados de las tablas 1 y 2, se aplicó un test paramétrico (test-T) para las diferencias entre ambos grupos de las medidas PRE Escala de Berg y Test de Marcha de 6 minutos. Para las diferencias del resto de medidas se aplicó un test no paramétrico (U de Mann-Whitney).

Se muestran en la Tabla 3, la Media y la Desviación típica para ambos grupos, y las diferencias de las medias (Gait Tracer – Control) de las medidas “PRE”.

Tabla 3: Diferencias de la medida “PRE”, para el grupo GaitTracer y el grupo de Control					
	Grupo de Estudio				<i>Diferencia</i>
	GaitTracer		Control		
	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>	
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE)	6,06	1,98	6,50	3,67	-0,44
Escala Tinetti-Marcha (PRE)	4,72	1,41	4,33	2,11	0,39
Escala Tinetti-Total (PRE)	10,78	2,98	10,83	5,55	-0,06
Escala Berg (PRE)	25,50	8,13	22,72	10,53	2,78
Escala "Timed Up&Go" (PRE) (seg.)	24,02	4,65	34,36	19,84	-10,34
Gait Velocity Test (PRE) (seg.)	24,46	7,98	35,85	27,81	-11,39
Test de Marcha 6 minutos (PRE) (metros)	151,89	58,47	135,44	58,27	16,44
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) PRE	2,33	0,84	2,39	1,29	-0,06
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) PRE	17,83	4,37	16,00	8,12	1,83

A pesar de que existen diferencias notables en algunas medidas, como la escala de Berg, la escala “Timed Up&Go” y el test de Marcha de 6 minutos, ninguna de las diferencias es estadísticamente significativa, como muestran los resultados de los test estadísticos en la tabla 4.

Tabla 4: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las medidas PRE entre los dos grupos

Prueba T de muestras independientes							
	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i> (<i>bilateral</i>)	<i>Diferencia de medias</i>	<i>Error típ. de la diferencia</i>	<i>95% Intervalo de confianza para la diferencia</i>	
						Inferior	Superior
Escala Berg (PRE)	0,886	34	0,382	2,778	3,135	-3,594	9,15
Test de Marcha 6 minutos (PRE) (metros)	0,845	34	0,404	16,444	19,458	-23,098	55,987
Prueba U de Mann Whitney muestras independientes							
	<i>U</i>	<i>N</i>	<i>Sig.</i> (<i>bilateral</i>)				
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE)	166,0	36	0,913				
Escala Tinetti-Marcha (PRE)	139,0	36	0,481				
Escala Tinetti-Total (PRE)	157,0	36	0,888				
Escala "Timed Up&Go" (PRE) (seg.)	190,0	36	0,389				
Gait Velocity Test (PRE) (seg.)	184,0	36	0,501				
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) PRE	162,0	36	1,000				
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) PRE	139,5	36	0,481				

Para el **análisis de tipo II**, que compara las diferencias entre las medidas POST y PRE de ambos grupos por separado, se procedió de manera análoga al análisis de tipo I. Las tablas 5 y 6 muestran los resultados de los tests de normalidad y homocedasticidad para las medidas POST de ambos grupos (los tests análogos de las medidas PRE se encuentran en las tablas 1 y 2).

Tabla 5: Pruebas de Normalidad de las medidas POST						
	GaitTracer			Control		
	Test Shapiro-Wilk			Test Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Escala Tinetti-Equilibrio (POST)	0,900	18	0,058	0,946	18	0,368
Escala Tinetti-Marcha (POST)	0,901	18	0,059	0,601	18	0
Escala Tinetti-Total (POST)	0,959	18	0,576	0,941	18	0,297
Escala Berg(POST)	0,941	18	0,299	0,931	18	0,203
Escala "Timed Up&GO" (POST) (seg.)	0,921	18	0,137	0,746	18	0
Gait Velocity Test POST (seg.)	0,975	18	0,886	0,77	18	0,001
Test de Marcha 6 minutos (POST) (metros)	0,921	18	0,136	0,939	18	0,274
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) POST	0,826	18	0,004	0,908	18	0,08
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) POST	0,861	18	0,013	0,965	18	0,707

Los valores en negrita indican que se cumple normalidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como normales para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Tabla 6: Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas PRE y POST de ambos grupos		
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	
	F	Sig.
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE/POST)	8,532	0,006
Escala Tinetti-Marcha (PRE/POST)	1,653	0,207
Escala Tinetti-Total (PRE/POST)	8,741	0,006
Escala Berg (PRE/POST)	2,728	0,108
Escala "Timed Up & GO" (PRE/POST) (seg.)	18,863	0
Gait Velocity Test (PRE/POST) (seg.)	17,147	0
Test de Marcha 6 minutos (PRE/POST) (metros)	1,669	0,205
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) (PRE/POST)	5,408	0,026
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) (PRE/POST)	5,451	0,026

Los valores en negrita indican que se cumple homocedasticidad. Es decir, las varianzas de las escalas correspondientes de las medidas PRE y POST.

Dados los resultados de las tablas 5 y 6, se aplicó un test paramétrico (test-T de muestras relacionadas) para las diferencias entre las medidas PRE y POST en las escalas Tinetti-Equilibrio, Tinetti Total, Berg, "Timed Up&Go" y Marcha de 6 minutos en el grupo Gait Tracer, aplicándose un test no paramétrico (Friedmann de muestras relacionadas) para las diferencias del resto de medidas. Por otro lado, en el grupo Control se aplicó el test paramétrico para las diferencias de las medidas PRE y POST en las escalas Tinetti Total, Berg, Marcha de 6 minutos y FES, utilizando el test no paramétrico para las diferencias en el

resto de las escalas. La tabla 7 presenta las puntuaciones de las escalas en las medidas PRE y POST, y su diferencia, para ambos grupos de estudio.

Tabla 7: Diferencias entre las medidas “PRE” y “POST”, para el grupo GaitTracer y el grupo de Control				
	Grupo de Estudio			
	GaitTracer		Control	
	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>
Escala Tinetti-Equilibrio (PRE)	6,06	1,98	6,50	3,67
Escala Tinetti-Equilibrio (POST)	8,83	2,38	8,44	4,12
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	2,78		1,94	
Escala Tinetti-Marcha (PRE)	4,72	1,41	4,33	2,11
Escala Tinetti-Marcha (POST)	7,22	2,18	8,17	6,65
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	2,50		3,83	
Escala Tinetti-Total (PRE)	10,78	2,98	10,83	5,55
Escala Tinetti-Total (POST)	16,11	3,72	14,89	6,45
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	5,33		4,06	
Escala Berg (PRE)	25,50	8,13	22,72	10,53
Escala Berg (POST)	30,17	7,03	26,89	9,76
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	4,67		4,17	
Escala "Timed Up & GO" (PRE) (seg.)	24,02	4,65	34,36	19,84
Escala "Timed Up & GO" (POST) (seg.)	18,41	3,25	26,08	15,21
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	-5,60		-8,28	
Gait Velocity Test PRE (seg.)	24,46	7,98	35,85	27,81
Gait Velocity Test POST (seg.)	18,59	5,20	27,60	21,62
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	-5,88		-8,25	
Test de Marcha 6 minutos (PRE) (metros)	151,89	58,47	135,44	58,27
Test de Marcha 6 minutos (POST) (metros)	203,11	52,87	173,00	70,73
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	51,22		37,56	
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) PRE	2,33	0,84	2,39	1,29
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) POST	3,44	0,78	3,06	1,26
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	1,11		0,67	
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) PRE	17,83	4,37	16,00	8,12
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) POST	22,17	4,50	17,89	7,30
<i>Diferencia (POST-PRE)</i>	4,33		1,89	

La tabla 7 muestra diferencias POST-PRE en todas las escalas y en los dos grupos de estudio. Dichas diferencias, que se refieren todas ellas a mejoras en las escalas, son estadísticamente significativas como muestran los resultados de los test en las tablas 8 y 9 para los grupos Gait Tracer y de Control, respectivamente.

Tabla 8: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las medidas POST PRE para el grupo Gait Tracer

Prueba T de muestras relacionadas grupo Gait Tracer								
PRE - POST	Media de las diferencias	Desviación n típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
Escala Tinetti-Total	-5,333	2,058	0,485	-6,357	-4,31	-11,00	17	< .0005
Escala Tinetti-Equilibrio	-2,778	1,517	0,358	-3,532	-2,023	-7,77	17	< .0005
Escala Berg	-4,667	2,196	0,518	-5,759	-3,574	-9,015	17	< .0005
Escala "Timed Up & GO" (seg.)	5,60333	3,39963	0,8013	3,913	7,294	6,993	17	< .0005
Test de Marcha 6 minutos (metros)	-51,222	25,634	6,042	-63,97	-38,475	-8,478	17	< .0005
Prueba de Friedman grupo Gait Tracer								
			N	Chi-cuadrado		gl		Sig. Asintótica
Escala Tinetti-Marcha			18	14		17		< ,0005
Gait Velocity Test (seg.)			18	18		17		< ,0005
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC)			18	16		17		< ,0005
Esc. Falls Efficacy Scale (FES)			18	17		17		< ,0005

Tabla 9: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las medidas POST PRE para el grupo Control

Prueba T de muestras relacionadas Grupo Control								
PRE - POST	Media de las diferencias	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
Escala Tinetti-Total	-4,056	2,578	0,608	-5,337	-2,774	-6,675	17	< ,0005
Escala Berg	-4,167	3,13	0,738	-5,723	-2,61	-5,649	17	< ,0005
Test de Marcha 6 minutos (metros)	-37,556	25,454	6	-50,214	-24,898	-6,26	17	< ,0005
Esc. Falls Efficacy Scale (FES)	-1,889	2,494	0,588	-3,129	-0,648	-3,213	17	,005
Friedman Grupo Control								
			N	Chi-cuadrado		gl		Sig. Asintótica
Escala Tinetti-Marcha			18	18		17		< ,0005
Escala Tinetti-Equilibrio			18	14		17		< ,0005
Escala "Timed Up & GO" (seg)			18	18		17		< ,0005
Gait Velocity Test (seg.)			18	18		17		< ,0005
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC)			18	10		17		0,002

Las diferencias encontradas en ambos grupos evidencian que todos los sujetos experimentan mejoras en todas las escalas a la conclusión del estudio con respecto al inicio del mismo. La cuestión a resolver en el **análisis tipo III** es si esas mejoras son mayores en un grupo con respecto al otro en alguna de las escalas. El análisis estadístico fue análogo a

los anteriores. Así, las tablas 10 y 11 presentan los resultados de los test de normalidad y homocedasticidad para las medidas diferencia (POST-PRE) entre ambos grupos.

Tabla 10: Pruebas de Normalidad de las medidas diferencia (POST PRE)						
	GaitTracer			Control		
	Test Shapiro-Wilk			Test Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Diferencia Post-Pre en Tinetti	0,966	18	0,715	0,91	18	0,087
Diferencia Post-Pre en Tinetti Marcha	0,901	18	0,059	0,412	18	0
Diferencia Post-Pre en Tinetti Equilibrio	0,942	18	0,313	0,897	18	0,052
Diferencia Post-Pre en Berg	0,952	18	0,463	0,91	18	0,085
Diferencia Post-Pre en Timed Up&Go	0,923	18	0,145	0,825	18	0,003
Diferencia Post-Pre en Gait Velocity	0,903	18	0,065	0,742	18	0
Diferencia Post-Pre en Test 6 minutos	0,921	18	0,132	0,92	18	0,129
Diferencia Post-Pre en FAC	0,723	18	0	0,708	18	0
Diferencia Post-Pre en FES	0,863	18	0,014	0,951	18	0,441

Los valores en negrita indican que se cumple normalidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como normales para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Tabla 11: Pruebas de Homocedasticidad entre las diferencias POST PRE entre ambos grupos		
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	
	F	Sig.
Diferencia Post-Pre en Tinetti	0,48	0,493
Diferencia Post-Pre en Tinetti Marcha	2,116	0,155
Diferencia Post-Pre en Tinetti Equilibrio	0,045	0,834
Diferencia Post-Pre en Berg	2,176	0,149
Diferencia Post-Pre en Timed Up&Go	5,307	0,027
Diferencia Post-Pre en Gait Velocity	2,419	0,129
Diferencia Post-Pre en Test 6 minutos	0,011	0,919
Diferencia Post-Pre en FAC	1,239	0,273
Diferencia Post-Pre en FES	1,963	0,17

Dados los resultados de las tablas 10 y 11, se aplicó un test paramétrico (test-T de muestras independientes) para las diferencias entre las mejoras de los dos grupos y de todas las escalas salvo para la escala “Timed Up & Go”, para la que se aplicó el test no paramétrico (U de Mann-Whitney). La tabla 12 presenta la media y desviación típica de las mejoras POST-PRE de los dos grupos y la diferencia entre las mismas.

Tabla 12: Diferencias de las diferencias POST PRE entre el grupo GaitTracer y el grupo de Control

	Grupo de Estudio				Diferencia
	GaitTracer		Control		
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica	Media
Diferencia Post-Pre en Tinetti Total	5,33	2,06	4,06	2,58	1,27
Diferencia Post-Pre en Tinetti Marcha	2,50	1,65	3,83	6,93	-1,33
Diferencia Post-Pre en Tinetti Equilibrio	2,78	1,52	1,94	1,35	0,84
Diferencia Post-Pre en Berg	4,67	2,20	4,17	3,13	0,50
Diferencia Post-Pre en Timed Up&Go	-5,60	3,40	-8,28	5,52	2,68
Diferencia Post-Pre en Gait Velocity	-5,88	4,42	-8,25	8,77	2,37
Diferencia Post-Pre en Test 6 minutos	51,22	25,63	37,56	25,45	13,66
Diferencia Post-Pre en FAC	1,11	,68	,67	,77	0,44
Diferencia Post-Pre en FES	4,33	3,69	1,89	2,49	2,44

Se muestran en negrita las medias cuya diferencia es estadísticamente significativa ($p < .05$).

Como se observa en la tabla 12, las mejoras PRE/POST son más elevadas en el grupo GaitTracer que en el grupo de Control, salvo en las escalas Tinetti Marcha, “Timed Up&Go” y “Gait Velocity”, donde el grupo de Control obtuvo una mayor mejoría. Sin embargo, la única diferencia significativa entre grupos se da en la escala FES, aunque está muy próxima a la significación en las escalas Tinetti-Equilibrio y FAC, como muestra la tabla 13.

Tabla 13: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las mejoras POST PRE entre ambos grupos de estudio

Prueba T de muestras independientes							
	<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig.</i> (bilateral)	<i>Diferencia de medias</i>	<i>Error típ. de la diferencia</i>	<i>95% Intervalo de confianza para la diferencia</i>	
Diferencia Post-Pre en Tinetti Total	1,644	34	0,109	1,27778	0,77743	-0,30215	2,8577
Diferencia Post-Pre en Tinetti Marcha	-0,794	34	0,433	-1,33333	1,67936	-4,74621	2,07954
Diferencia Post-Pre en Tinetti Equilibrio	1,742	34	0,091	0,83333	0,47848	-0,13905	1,80571
Diferencia Post-Pre en Berg	0,555	34	0,583	0,5	0,90116	-1,33138	2,33138
Diferencia Post-Pre en Gait Velocity	1,026	34	0,312	2,37444	2,31469	-2,32957	7,07846
Diferencia Post-Pre en Test 6 minutos	1,605	34	0,118	13,66667	8,5148	-3,63749	30,97082
Diferencia Post-Pre en FAC	1,844	34	0,074	0,44444	0,24103	-0,0454	0,93428
Diferencia Post-Pre en FES	2,327	34	0,026	2,44444	1,05064	0,30928	4,57961
Prueba U de Mann Whitney de muestras independientes							
	<i>U</i>	<i>N</i>	<i>Sig.</i> (bilateral)				
Diferencia Post-Pre en “Timed Up&Go”	116,5	36	0,152				

A pesar de que las diferencias de mejora entre los dos grupos son sólo significativas en la escala FES a favor del grupo Gait Tracer, las desviaciones típicas dan un indicio de que las mejorías en las escalas del grupo Gait Tracer son más homogéneas entre los pacientes.

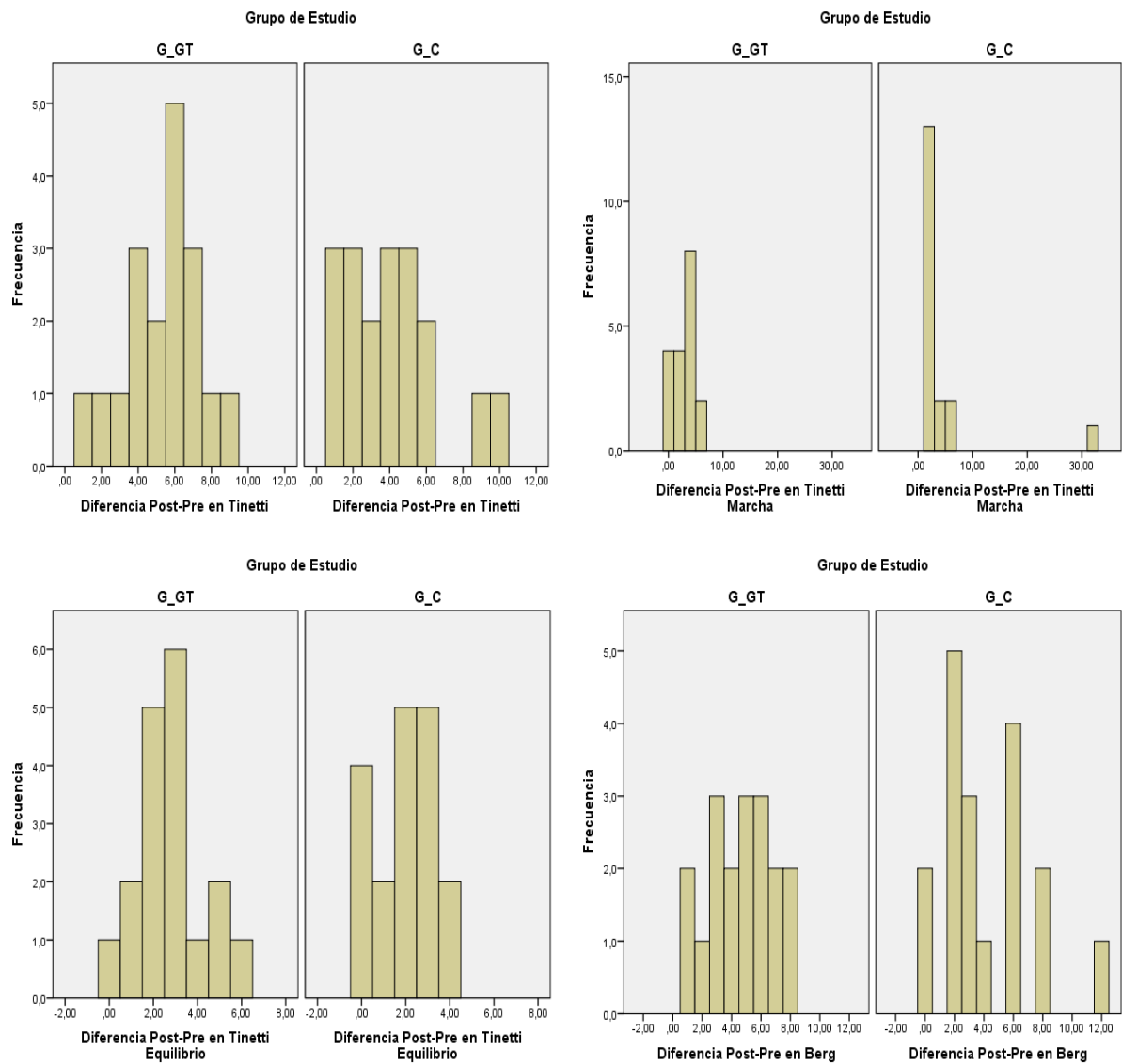


Figura 24: Histogramas de las diferencias POST-PRE para los dos grupos por separado-1.

G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

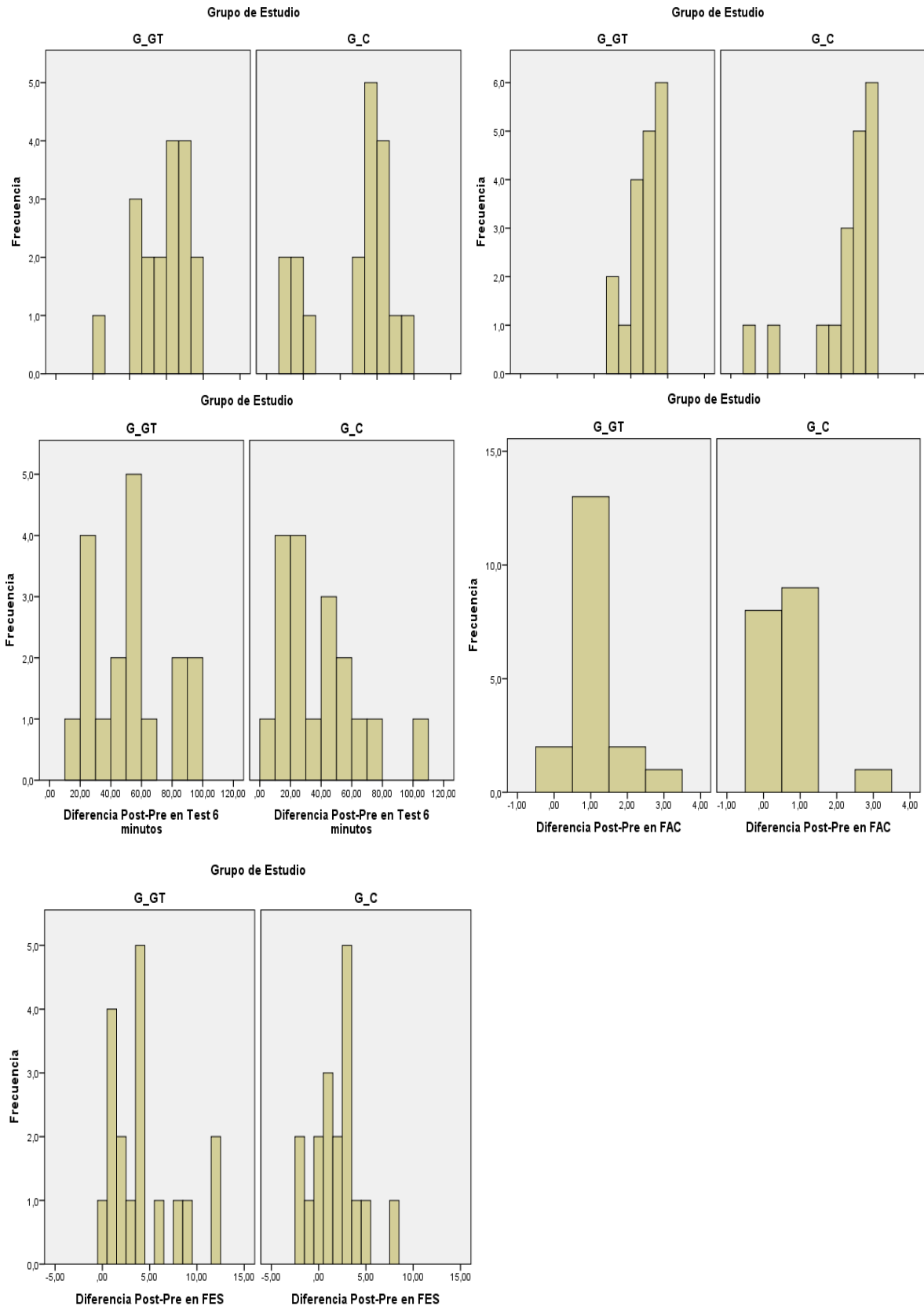


Figura 25: Histogramas de las diferencias POST-PRE para los dos grupos por separado-2.
 G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

Las figuras 24 y 25 muestran los histogramas de las mejorías para todas las escalas y los dos grupos por separado (G_GT y G_C). Se observa, efectivamente, que la dispersión es menor en el grupo Gait Tracer en todas las escalas y que la distribución de las mejoras sigue una distribución más normal que en el caso del grupo de Control. Estos datos apuntan a que, aunque las diferencias de mejora no sean significativas (excepto para la escala FES), en el grupo Gait Tracer hay un mayor número de pacientes que mejoran más que en el grupo de Control. Para evidenciarlo, la tabla 14 muestra el número de pacientes con una mejora por encima de la media dentro de cada grupo de estudio.

Tabla 14: Número de pacientes con una mejora PRE/POST por encima de la media para cada una de las escalas y grupos de estudio

	GaitTracer		Control	
	Media	Pacientes encima de la media	Media	Pacientes por encima de la media
Diferencia Post-Pre en Tinetti	5,33	10	4,06	7
Diferencia Post-Pre en Tinetti Marcha	2,50	10	3,83	5
Diferencia Post-Pre en Tinetti Equilibrio	2,78	10	1,94	12
Diferencia Post-Pre en Berg	4,67	10	4,17	7
Diferencia Post-Pre en Timed Up&Go	-5,60	8	-8,28	5
Diferencia Post-Pre en Gait Velocity	-5,88	12	-8,25	7
Diferencia Post-Pre en Test 6 minutos	51,22	10	37,56	8
Diferencia Post-Pre en FAC	1,11	16	0,67	10
Diferencia Post-Pre en FES	4,33	10	1,89	13

Efectivamente, los resultados de la tabla 14 confirman que las mejoras por encima de la media en el grupo Gait Tracer se dan en más pacientes que en el grupo de Control, incluso cuando la mejora media es mayor en el grupo Gait Tracer. Finalmente, los diagramas de caja de las figuras 26 y 27 apoyan los argumentos comentados hasta el momento.

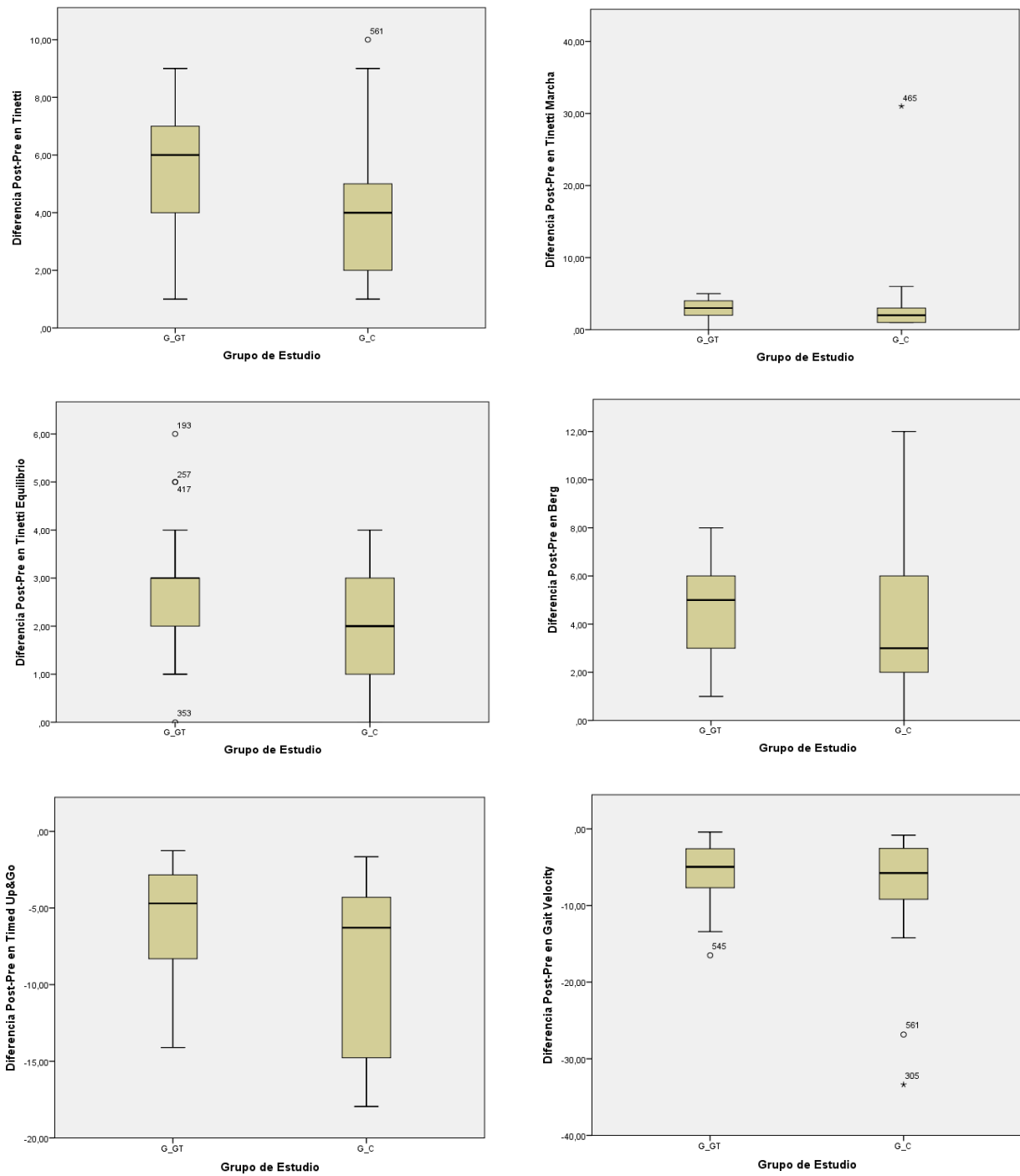


Figura 26: Diagramas de caja para las diferencias POST-PRE para los dos grupos-1. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

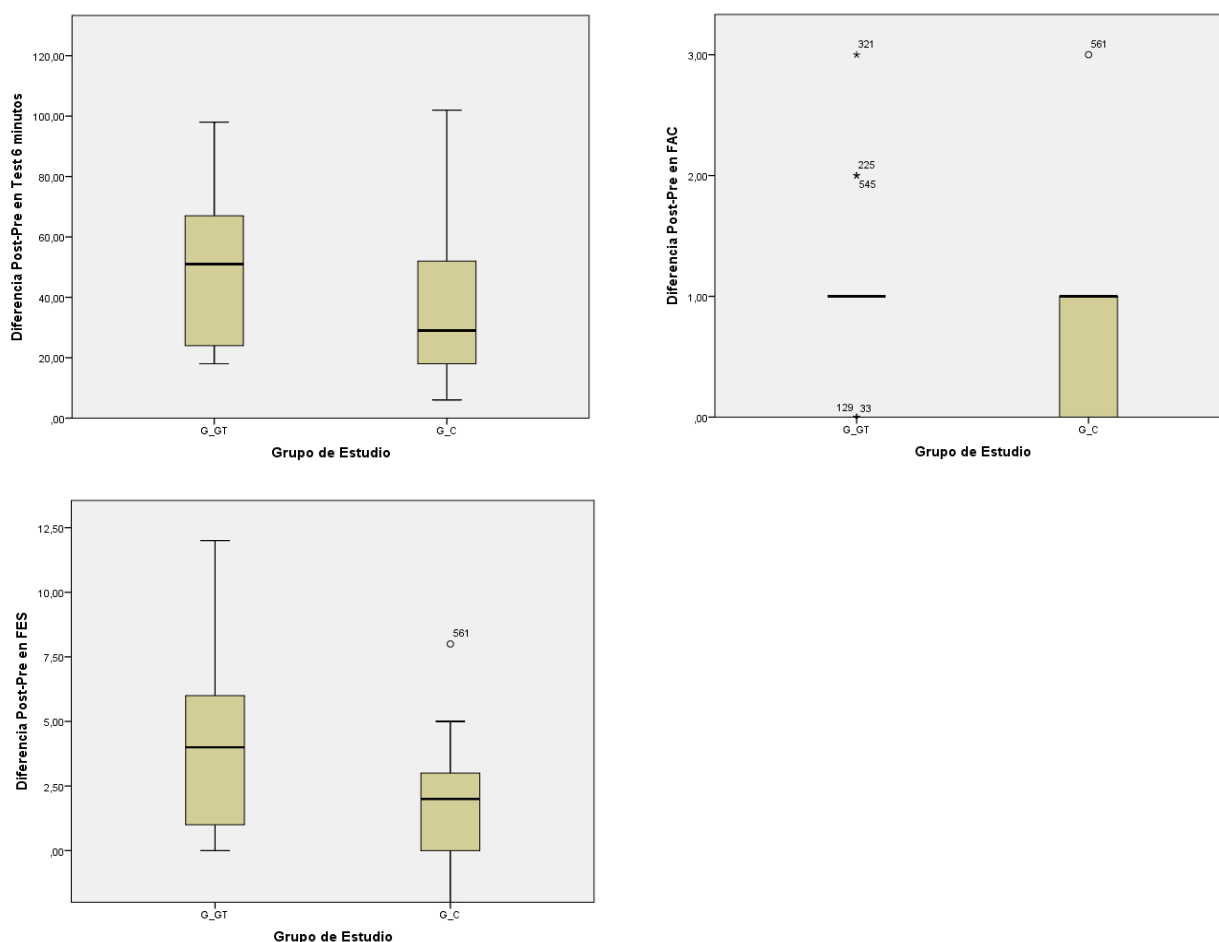


Figura 27: Diagramas de caja para las diferencias POST-PRE para los dos grupos-2. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

Los diagramas de cajas refuerzan una vez más la mayor dispersión de las mejoras en el grupo de Control. Se observa, además, que el 50% de los pacientes del grupo Gait Tracer tiene una mejoría mayor que el 75% de los pacientes del grupo de Control en todas las escalas salvo en Gait Velocity. Este hecho apunta a que no se dan más diferencias significativas entre ambos grupos debido a unos pocos pacientes en el grupo de Control que obtienen mejoras sustanciales (véase por ejemplo la escala de Berg).

Dada la dispersión observada en las mejoras de las escalas, especialmente en el grupo de Control, se realiza el **análisis de tipo IV** para determinar si éstas, dependen del estado inicial de los pacientes. Para ello, se calculó la correlación de Pearson entre los valores iniciales (PRE) de las escalas y las mejoras obtenidas en cada paciente, para los dos grupos por separado. La tabla 15 presenta los coeficientes de correlación y los niveles de significación estadística correspondientes.

Tabla 15: Correlaciones entre las medidas PRE y las diferencias POST PRE para el grupo Gait Tracer

Correlaciones Rho Spearman grupo Gait Tracer										
PRE		Tinetti-Equilibrio	Escala Tinetti-Marcha	Escala Tinetti-Total	Escala Berg	Escala "Timed Up & GO"	Gait Velocity Test	Test de Marcha 6 minutos	Escala FAC	Escala FES
Diferencias Post-Pre										
Tinetti Total	Rho	-,032	,338	,208	,216	-,034	,172	-,171	,050	,092
	Sig.	,899	,170	,406	,389	,895	,495	,498	,844	,715
Tinetti Marcha	Rho	,045	,022	,035	,138	,165	,188	-,075	-,130	-,247
	Sig.	,860	,932	,891	,585	,512	,455	,767	,608	,323
Tinetti Equilibrio	Rho	-,027	,312	,197	,072	-,224	-,050	-,115	,171	,277
	Sig.	,915	,207	,433	,777	,371	,844	,650	,498	,265
Berg	Rho	-,191	-,188	-,249	-,559*	,322	,020	-,045	-,256	,067
	Sig.	,448	,456	,319	,016	,193	,938	,858	,306	,792
Timed Up&Go	Rho	-,089	-,307	-,221	,319	-,549*	-,139	-,004	,317	-,124
	Sig.	,724	,215	,378	,197	,018	,581	,987	,199	,624
Gait Velocity	Rho	-,002	-,061	-,098	,317	-,470*	-,744**	,628**	,400	,271
	Sig.	,993	,811	,699	,200	,049	,000	,005	,100	,277
Test 6 minutos	Rho	,197	,124	,217	-,153	,197	,343	-,426	-,064	-,351
	Sig.	,433	,624	,388	,545	,433	,163	,078	,801	,153
FAC	Rho	,012	-,078	-,014	-,228	-,059	,243	-,130	-,551*	-,081
	Sig.	,962	,757	,956	,363	,816	,331	,608	,018	,750
FES	Rho	,174	,004	,108	-,150	,106	,199	-,005	-,472*	-0,338
	Sig.	,490	,988	,669	,551	,677	,428	,984	,048	0,170447

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

De la tabla 15 se desprende que, en el grupo Gait Tracer, la mejora en la escala “Timed Up&Go” depende inversamente de la puntuación inicial (PRE) en la misma escala. Es decir, cuanto menor puntuación al principio más mejora presentará el paciente al final. De la misma manera, la mejora en la escala FAC depende del valor inicial de la misma. La mejora en la escala FES depende también de la puntuación inicial de la escala FAC. La mejora en la escala “Gait Velocity” depende principalmente del valor inicial de las escalas que tienen relación con la marcha: “Timed Up&Go”, “Gait Velocity”, y test de Marcha de 6 minutos. La mejora en el resto de escalas no depende del estado inicial del paciente en el grupo Gait Tracer.

Análogamente, la tabla 16 presenta la correlación entre los valores iniciales de las escalas y su mejora al final del estudio en el grupo de Control.

Tabla 16: Correlaciones entre las medidas PRE y las diferencias POST PRE para el grupo de Control

Correlaciones Rho Spearman grupo Control										
PRE		Tinetti-Equilibrio	Escala Tinetti-Marcha	Escala Tinetti-Total	Escala Berg	Escala "Timed Up & GO"	Gait Velocity Test	Test de Marcha 6 minutos	Escala FAC	Escala FES
Diferencias Post-Pre										
Tinetti Total	Rho	,275	,254	,261	,367	-,603**	-,578*	,541*	,274	,219
	Sig.	,270	,309	,295	,134	,008	,012	,020	,272	,384
Tinetti Marcha	Rho	,223	,008	,132	,099	-,265	-,284	,192	-,003	-,092
	Sig.	,375	,974	,600	,697	,289	,253	,445	,989	,716
Tinetti Equilibrio	Rho	,196	,223	,192	,265	-,480*	-,459	,425	,173	,250
	Sig.	,436	,373	,444	,288	,044	,055	,079	,491	,318
Berg	Rho	-,289	-,238	-,250	-,405	-,017	-,073	,016	-,136	-,097
	Sig.	,244	,341	,317	,095	,947	,775	,949	,592	,702
Timed Up&Go	Rho	,523*	,662**	,600**	,634**	-,746**	-,711**	,716**	,477*	,601**
	Sig.	,026	,003	,009	,005	,000	,001	,001	,045	,008
Gait Velocity	Rho	,551*	,558*	,591**	,579*	-,804**	-,789**	,688**	,620**	,576*
	Sig.	,018	,016	,010	,012	,000	,000	,002	,006	,012
Test 6 minutos	Rho	,366	,395	,322	,448	-,460	-,473*	,385	,474*	,294
	Sig.	,135	,105	,193	,063	,055	,047	,115	,047	,237
FAC	Rho	-,050	-,143	-,097	-,108	,013	,041	-,066	-,305	-,178
	Sig.	,843	,572	,700	,668	,960	,873	,794	,219	,480
FES	Rho	-,401	-,454	-,454	-,534*	,420	,451	-,183	-,189	-0,400
	Sig.	,099	,058	,058	,022	,083	,060	,467	,452	0,100093

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

En este caso, todas las mejoras en las escalas dependen de valores iniciales de las mismas salvo para Tinetti Marcha, Berg y FAC. Las mejoras en “Timed Up&Go” y “Gait Velocity” depende del estado inicial del paciente en todas las escalas. La mejora en Tinetti depende también en gran medida de los valores iniciales de las escalas relacionadas con la marcha.

Con respecto al **análisis de tipo V**, se planteó un test-T de muestras relacionadas sólo si las medidas POST y POST 1 mes son normales y sus varianzas son iguales (cumplen homocedasticidad). En caso contrario, se realizó un test de Wilcoxon de muestras relacionadas. Las tablas 17 y 18 muestran los test de Normalidad y Homocedasticidad para los dos grupos de estudio.

Tabla 17: Pruebas Normalidad de las medidas POST 1 mes

	GaitTracer			Control		
	Shapiro-Wilk			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Escala Tinetti-Equilibrio (POST1MES)	,918	18	,117	,928	18	,180
Escala Tinetti-Marcha (POST1MES)	,934	18	,225	,906	18	,074
Escala Tinetti-Total (POST1MES)	,965	18	,706	,920	18	,130
Escala Berg (POST1MES)	,876	18	,023	,923	18	,147
Escala "Timed Up & GO" (POST1MES) (seg.)	,885	18	,032	,802	18	,002
Gait Velocity Test (POST1MES) (seg.)	,969	18	,774	,764	18	,000
Test de Marcha 6 minutos (POST1MES) (metros)	,922	18	,139	,948	18	,388
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) (POST1MES)	,816	18	,003	,898	18	,054
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) (POST1MES)	,837	18	,005	,960	18	,596

Los valores en negrita indican que se cumple normalidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como normales para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Tabla 18: Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas POST 1 mes POST ambos grupos

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	
	F	Sig.
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Equilibrio	0,923	0,344
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Marcha	2,767	0,105
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti	1,191	0,283
Diferencia Post1mes-Post en Berg	0,085	0,773
Diferencia Post1mes-Post en Timed Up&Go	3,805	0,059
Diferencia Post1mes-Post en Gait Velocity	3,968	0,054
Diferencia Post1mes-Post en Test 6 minutos	1,124	0,297
Diferencia Post1mes-Post en FAC	1,095	0,303
Diferencia Post1mes-Post en FES	0,130	0,909

Los valores en negrita indican que se cumple homocedasticidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como homocedásticas para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Dados los resultados de las tablas 17 y 18, se aplicó un test paramétrico (test-T de muestras relacionadas) para las diferencias entre POST 1 mes y POST en las escalas Tinetti total, Gait Velocity y Marcha 6 minutos en el grupo Gait Tracer. Para el resto de escalas se aplicó el test no paramétrico (Wilcoxon de muestras relacionadas). La tabla 12 presenta la media y desviación típica de las mejoras POST-PRE de los dos grupos y la diferencia entre las mismas. Asimismo, en el grupo de control se aplicó el test paramétrico a las escalas Tinetti Equilibrio, Tinetti total, Berg, Marcha 6 minutos y FES, aplicando el test no

paramétrico al resto. La tabla 19 presenta las medias y desviaciones típicas de las medidas POST y POST 1 mes, así como las diferencias entre estas últimas, para todas las escalas y los dos grupos de estudio por separado.

Tabla 19: Medias de las medidas POST y POST 1 mes y diferencias para el grupo GaitTracer y el grupo de Control				
	Grupo de Estudio			
	GaitTracer		Control	
	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>	<i>Media</i>	<i>Desviación típica</i>
Escala Tinetti-Equilibrio (POST)	8,83	2,383	8,44	4,119
Escala Tinetti-Equilibrio (POST 1 mes)	9,83	2,771	8,89	4,086
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>1,00</i>		<i>0,45</i>	
Escala Tinetti-Marcha (POST)	7,22	2,184	8,17	6,653
Escala Tinetti-Marcha (POST 1 mes)	8,50	2,383	6,94	2,689
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>1,28</i>		<i>-1,23</i>	
Escala Tinetti-Total (POST)	16,11	3,724	14,89	6,452
Escala Tinetti-Total (POST 1 mes)	18,33	4,144	15,78	6,495
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>2,22</i>		<i>0,89</i>	
Escala Berg (POST)	30,17	7,031	26,89	9,755
Escala Berg(POST)	34,00	7,038	29,83	8,515
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>3,83</i>		<i>2,94</i>	
Escala "Timed Up & GO" (POST) (seg.)	18,41	3,249	26,08	15,207
Escala "Timed Up & GO" (POST 1 mes) (seg.)	15,67	3,446	22,56	11,961
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>-2,74</i>		<i>-3,52</i>	
Gait Velocity Test (POST) (seg.)	18,59	5,203	27,60	21,617
Gait Velocity Test (POST 1 mes) (seg.)	16,08	4,775	24,45	19,320
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>-2,51</i>		<i>-3,15</i>	
Test de Marcha 6 minutos (POST) (metros)	203,11	52,870	173,00	70,728
Test de Marcha 6 minutos (POST 1 mes) (metros)	228,83	60,271	193,00	74,433
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>25,72</i>		<i>20,00</i>	
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) (POST)	3,44	,784	3,06	1,259
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC) (POST 1 mes)	3,94	,725	3,44	1,247
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>0,50</i>		<i>0,38</i>	
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) (POST)	22,17	4,502	17,89	7,299
Esc. Falls Efficacy Scale (FES) (POST 1 mes)	23,67	4,187	18,94	6,898
<i>Diferencia (POST 1 mes – POST)</i>	<i>1,50</i>		<i>1,05</i>	

En los dos grupos se producen mejoras en todas las escalas excepto en la escala Tinetti Marcha del grupo de Control. Las mejoras en el grupo Gait Tracer fueron superiores a las del grupo de Control en todas las escalas salvo en “Timed Up&Go” y Gait Velocity. Todas las diferencias entre POST y POST 1 mes en todas las escalas, para cada uno de los grupos

por separado, son estadísticamente significativas, excepto para la escala Tinetti-Marcha en el grupo de control, como muestran los resultados de los test estadísticos en las tablas 20 y 21 para los grupos Gait Tracer y de Control, respectivamente.

Tabla 20: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las medidas POST 1 mes POST para el grupo Gait Tracer								
Prueba T de muestras relacionadas grupo Gait Tracer								
POST – POST 1 mes	<i>Media de las diferencias</i>	<i>Desviación típica</i>	<i>Error típ. de la media</i>	<i>95% Intervalo de confianza para la diferencia</i>		<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>
Escala Tinetti-Total	-2,222	1,629	,384	-3,032	-1,412	-5,788	17	< ,0005
Gait Velocity	2,50333	1,92679	,45415	1,54516	3,46150	5,512	17	< ,0005
Test de Marcha 6 minutos	-25,722	15,988	3,768	-33,673	-17,771	-6,826	17	< ,0005
Prueba de Wilcoxon de muestras relacionadas grupo Gait Tracer								
				<i>N</i>	<i>Z</i>	<i>Err. Estándar</i>		<i>Sig. Asintótica</i>
Escala Tinetti-Equilibrio				18	66,000	10,770		,002
Escala Tinetti-Marcha				18	105,000	15,568		,001
Escala Berg				18	105,000	15,704		,001
Escala "Timed Up & GO" (seg.)				18	,000	22,962		< ,0005
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC)				18	45,000	7,500		,003
Esc. Falls Efficacy Scale (FES)				18	105,000	15,708		,001

Tabla 21: Resultados de los test estadísticos para las diferencias de las medidas POST 1 mes POST para el grupo de Control								
Prueba T de muestras relacionadas grupo Control								
POST – POST 1 mes	<i>Media de las diferencias</i>	<i>Desviación típica</i>	<i>Error típ. de la media</i>	<i>95% Intervalo de confianza para la diferencia</i>		<i>t</i>	<i>gl</i>	<i>Sig. (bilateral)</i>
Escala Tinetti-Equilibrio	-,444	,616	,145	-,751	-,138	-3,063	17	,007
Escala Tinetti-Total	-,889	1,132	,267	-1,452	-,326	-3,332	17	,004
Escala Berg	-2,944	2,461	,580	-4,168	-1,721	-5,076	17	< ,0005
Test de Marcha 6 minutos (metros)	-20,000	13,552	3,194	-26,739	-13,261	-6,261	17	< ,0005
Esc. Falls Efficacy Scale (FES)	-1,056	1,731	,408	-1,916	-,195	-2,587	17	,019
Prueba de Wilcoxon de muestras relacionadas grupo Control								
				<i>N</i>	<i>Z</i>	<i>Err. Estándar</i>		<i>Sig. Asintótica</i>
Escala Tinetti-Marcha				18	23,000	7,045		478
Escala "Timed Up & GO" (seg.)				18	0,000	22,959		< ,0005
Gait Velocity Test (seg.)				18	0,000	22,962		< ,0005
Esc. Functional Ambulation Categories (FAC)				18	32,000	6,633		0,035

Las diferencias encontradas en ambos grupos evidencian que todos los sujetos experimentan mejoras en todas las escalas un mes después de la conclusión del estudio con respecto a la finalización del mismo. La cuestión a resolver en el **análisis tipo VI** es si esas mejoras son mayores en un grupo con respecto al otro en alguna de las escalas. El análisis estadístico fue análogo a los anteriores. Así, las tablas 22 y 23 presentan los resultados de los test de normalidad y homocedasticidad para las medidas diferencia (POST 1 mes-POST) entre ambos grupos.

Tabla 22: Pruebas Normalidad de las medidas diferencia POST 1 mes POST para ambos grupos de estudio							
	GaitTracer			Control			
	Shapiro-Wilk			Shapiro-Wilk			
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.	
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Equilibrio	,721	18	,000	,699	18	,000	
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Marcha	,871	18	,019	,380	18	,000	
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti total	,874	18	,021	,909	18	,084	
Diferencia Post1mes-Post en Berg	,902	18	,062	,909	18	,082	
Diferencia Post1mes-Post en Timed UpAndGo	,941	18	,307	,737	18	,000	
Diferencia Post1mes-Post en Gait Velocity	,835	18	,005	,826	18	,004	
Diferencia Post1mes-Post en Test 6 minutos	,887	18	,034	,826	18	,004	
Diferencia Post1mes-Post en FAC	,642	18	,000	,824	18	,003	
Diferencia Post1mes-Post en FES	,883	18	,030	,697	18	,000	

Los valores en negrita indican que se cumple normalidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como normales para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Tabla 23: Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas POST 1 mes POST para ambos grupos de estudio		
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	
	F	Sig.
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Equilibrio	0,923	0,344
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti Marcha	2,767	0,105
Diferencia Post1mes-Post en Tinetti	1,191	0,283
Diferencia Post1mes-Post en Berg	0,085	0,773
Diferencia Post1mes-Post en Timed Up&Go	3,805	0,059
Diferencia Post1mes-Post en Gait Velocity	3,968	0,054
Diferencia Post1mes-Post en Test 6 minutos	1,124	0,297
Diferencia Post1mes-Post en FAC	1,095	0,303
Diferencia Post1mes-Post en FES	0,130	0,909

Los valores en negrita indican que se cumple homocedasticidad. Existen valores por encima de 0.05 que no han sido marcados en negrita. Las distribuciones asociadas no se consideran como homocedásticas para asegurar la fiabilidad de los test de significación posteriores.

Dados los resultados de las tablas 22 y 23, se aplicó un test no paramétrico (U de Mann-Whitney entre grupos) para las diferencias entre las mejoras de los dos grupos y de todas las escalas. La tabla 24 presenta la media y desviación típica de las mejoras POST-POST 1 mes de los dos grupos y la diferencia entre las mismas.

Tabla 24: Diferencias de las diferencias POST POST 1 mes entre el grupo GaitTracer y el grupo de Control				
	Grupo de Estudio			
	GaitTracer		Control	
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Equilibrio	-1,000	1,283	-,444	,6157
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Marcha	-1,278	,895	1,222	7,272
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Total	-2,222	1,629	-,889	1,132
Diferencia Post-Post 1 mes en Berg	-3,833	3,092	-2,944	2,461
Diferencia Post-Post 1 mes en Timed Up&Go	2,739	1,847	3,514	3,849
Diferencia Post-Post 1 mes en Gait Velocity	2,503	1,927	3,152	2,954
Diferencia Post-Post 1 mes en Test 6 minutos	-25,722	15,988	-20,000	13,552
Diferencia Post-Post 1 mes en FAC	-,500	,514	-,389	,698
Diferencia Post-Post 1 mes en FES	-1,500	1,249	-1,056	1,731

Se muestran en negrita las medias cuya diferencia es estadísticamente significativa ($p < ,05$).

Como se observa en la tabla anterior, todos los cambios POST/POST 1 mes son más elevados en el grupo GaitTracer que en el grupo de control. Sin embargo, las únicas diferencias significativas entre grupos se dan en las escalas Tinetti-Marcha y Tinetti-Total, como muestra la tabla 25.

Tabla 25: Resultados de los test estadísticos de las diferencias de las mejoras POST POST 1 mes entre ambos grupos de estudio				
Prueba de Mann Whitney entre grupos (Gait Tracer - Control)				
	N	U	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Equilibrio	36	154,500	,815	0,666
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Marcha	36	83,000	,012	2,500
Diferencia Post-Post 1 mes en Tinetti Total	36	80,000	,009	1,333
Diferencia Post-Post 1 mes en Berg	36	137,000	,443	0,889
Diferencia Post-Post 1 mes en Timed Up&Go	36	163,500	,963	0,775
Diferencia Post-Post 1 mes en Gait Velocity	36	154,500	,815	1,009
Diferencia Post-Post 1 mes en Test 6 minutos	36	124,000	,239	5,722
Diferencia Post-Post 1 mes en FAC	36	144,000	,584	0,111
Diferencia Post-Post 1 mes en FES	36	153,500	,791	0,444

Para un análisis más detallado de las diferencias entre las mejoras de los grupos Gait Tracer y Control, especialmente las que no son estadísticamente significativas, las figuras 28 y 29 muestran los diagramas de cajas de las mejoras para ambos grupos y todas las escalas.

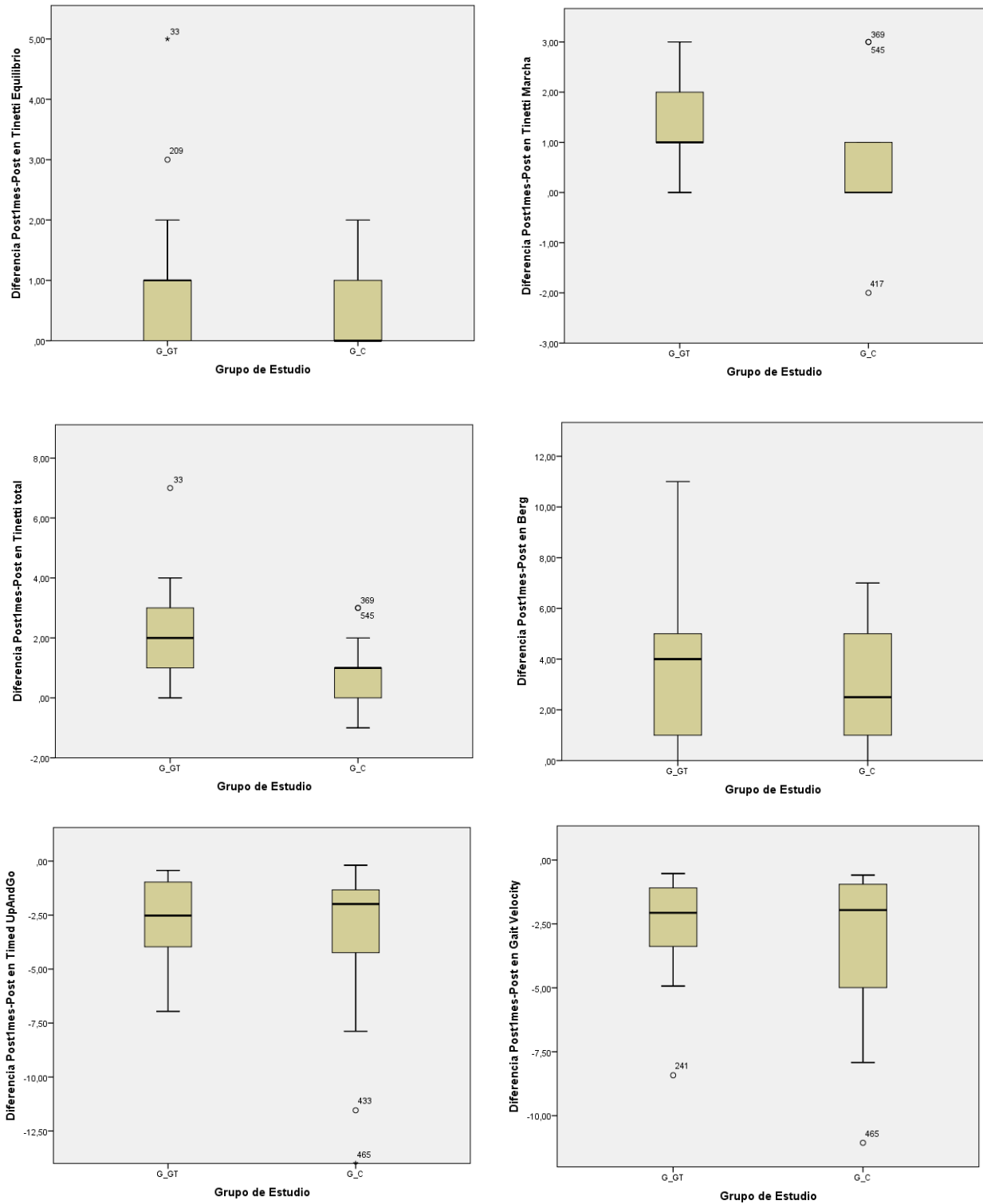


Figura 28: Diagramas de caja para las diferencias POST-POST 1 mes para los dos grupos-1. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

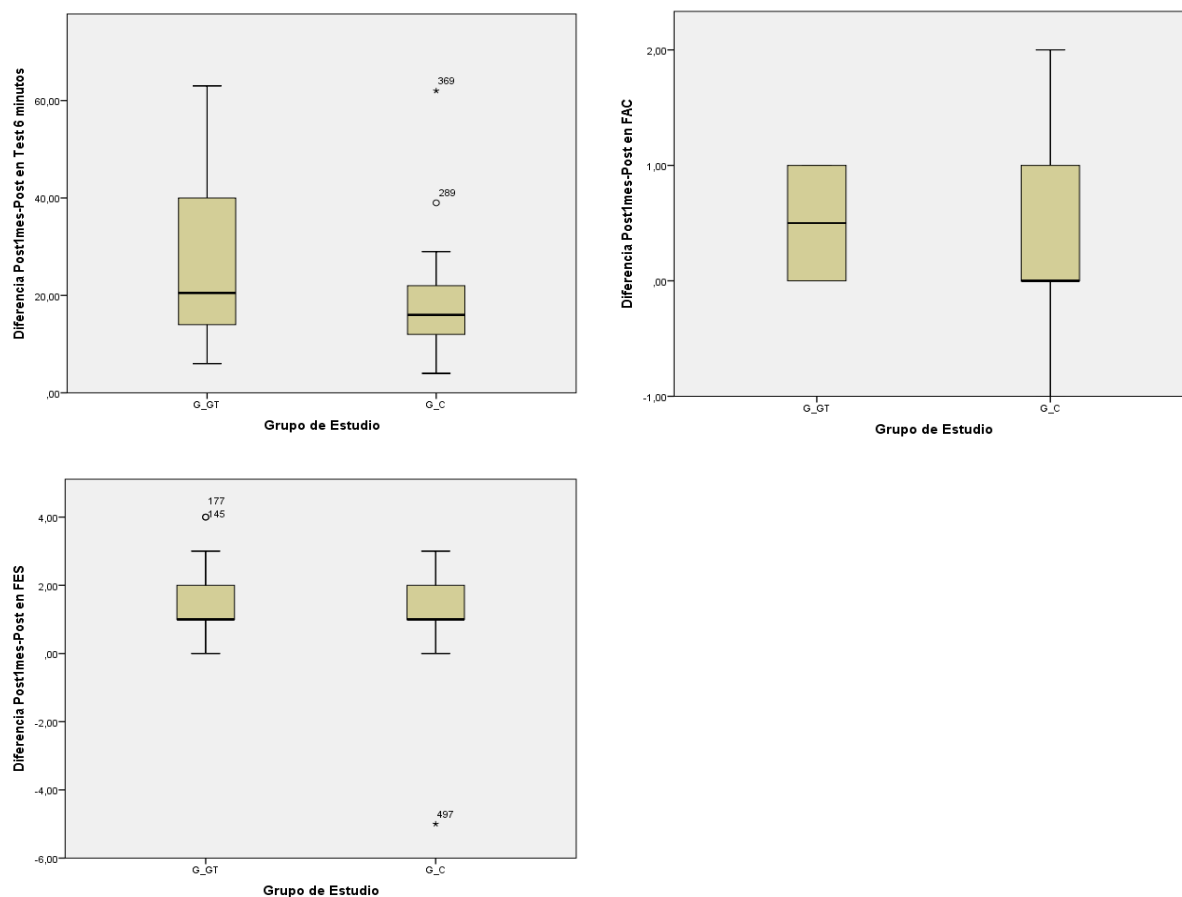


Figura 29: Diagramas de caja para las diferencias POST-POST 1 mes para los dos grupos-2. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.

La mejora en el grupo Gait Tracer es significativamente mayor que en el grupo control en Tinetti-Marcha y Tinetti-Total. Así, aunque los dos grupos continúan durante un mes con el mismo tratamiento tras la intervención, los sujetos del grupo Gait Tracer mejoran significativamente más en esas escalas. En otras escalas, aunque no exista significación estadística, los diagramas de cajas de las figuras 28 y 29 muestran que las mejoras del 50% de los pacientes en el grupo Gait Tracer están por encima de las mejoras del 75% de los pacientes en el grupo de Control, como por ejemplo en las escalas Tinetti Equilibrio, Berg, Marcha 6 minutos o FAC.

8-Discusión

8. DISCUSIÓN

8.1. ELECCIÓN DE LA MUESTRA Y VARIABLES UTILIZADAS

Para la realización del estudio se eligió un centro de referencia y de ámbito estatal como es el CEADAC. Esto permitió eliminar varios sesgos. En primer lugar y al ser un centro de carácter público, el factor del nivel socio-económico al que podía pertenecer cada persona pasaba a ser prácticamente irrelevante desde el momento en que no serían criterios para ser o no tratada en dicho centro. Además, debido a la propia idiosincrasia del CEADAC, como centro monográfico de referencia para la atención al DCA, la muestra recoge a población de todo el territorio español y no solo de la Comunidad de Madrid o zonas cercanas, evitando en gran medida el sesgo de carácter geográfico.

Diversos estudios demuestran que iniciar una recuperación funcional precoz mejora los resultados finales de este proceso y disminuye la tasa de institucionalización de éstos⁽³⁴⁻³⁸⁾. Además, las etiologías de mayor incidencia que dan lugar a DCA son los TCE severos y los ictus, situándose de manera conjunta los tiempos aproximados para su rehabilitación intensiva, en su fase subaguda y entre los 6 a 18-24 meses⁽³⁹⁾. Para controlar dicho aspecto se recogió la fecha en que ocurrió la lesión, de todos los participantes. En esta investigación se optó por realizar la intervención sobre pacientes que estuvieran en fase subaguda, encontrándose todos los usuarios institucionalizados en el CEADAC, al ser éste un recurso específico de rehabilitación intensiva para DCA. El tiempo de evolución desde la lesión hasta comienzo de la investigación, estuvo entre los 6,94 (DT=2,67) meses para el grupo de estudio y los 7,06 (DT= 4,54) meses para el grupo de control (Tabla 0).

Debido a las secuelas físicas, las personas afectadas por DCA presentan alto miedo a las caídas, lo que les limita su correcta participación e integración en la sociedad⁽²³⁸⁾. Todo esto, llevó a determinar también como criterio de inclusión en el estudio que tuvieran alto o moderado riesgo de caídas.

Existe evidencia de estudios realizados sobre reeducación de la marcha en tapiz rodante, con o sin descarga de peso corporal y con o sin sistemas de RV incorporados sobre población adulta. Frecuentemente se han realizado sobre población diana con una edad media inferior a los 70 años^(57,58,138,224,226,228). Además, específicamente cinco de ellos se centraron en población adulta con un rango de edades medias que estaba entre los 32 y 54,7 años^(193,223,227,239,240). Todos estos trabajos, también tienen descrito como criterio de inclusión que la persona tenga un rendimiento cognitivo suficiente como para ser capaz de entender órdenes verbales, así como que está formando parte de una investigación (ya que tienen que

firmar el consentimiento previo) y, para preservar en todo momento la seguridad del paciente, contemplan como criterio de exclusión que no presenten descompensaciones importantes en alguna o varias de sus patologías más invalidantes. Con todo, se ajustó la muestra de esta investigación a un rango que estuviera en consonancia con la reciente investigación y que se centrara en población adulta, fijándolo entre los 18 y 55 años. La media de edad se situó en los 41(DT=11) para el grupo de intervención y en los 42(DT=9) años para el grupo de control (Tabla 0). Además, se fijó como criterio de inclusión que no tuvieran un deterioro cognitivo que les impidiera entender órdenes verbales y realizar las acciones pedidas. Todos los participantes obtuvieron puntuaciones en el test MEC-30 de Lobo por encima de 23 puntos, reflejando un rendimiento normal a nivel cognitivo. Para el grupo de intervención se obtuvo una puntuación media de 26 (DT=2) puntos, mientras que el grupo control tuvo una puntuación media de 25(DT=2) puntos (Tabla 0). Como criterio de exclusión se controló que no presentasen descompensaciones que pudieran poner en peligro su estado de salud.

También se recogió, como variable dicotómica, si utilizaban Ayudas Técnicas o no, ya que varios de los test funcionales han de realizarse con las Ayudas que la persona precise (Test UP&GO Cronometrado, Test de Marcha de 6 min., etc.).

Para este trabajo las variables a estudio fueron seleccionadas y cuantificadas en base a los criterios de fiabilidad, facilidad de administración y reproductibilidad.

Así, para este estudio fue de elección en la valoración de anomalías del equilibrio, de la marcha y riesgo a caídas asociado la puntuación test POMA (Tinetti) GLOBAL, ya que es una prueba muy extendida en el campo de la valoración de la marcha y de muy fácil administración. En la bibliografía consultada, numerosos estudios demuestran que pacientes en los que se detectan puntuaciones bajas del test POMA Tinetti, presentan generalmente un riesgo más elevado de sufrir finalmente una caída^(79,86,212). Además existe evidencia de buena correlación entre este test y el test UP&GO Cronometrado, así como buena sensibilidad y especificidad respecto a la predicción de caídas⁽⁹¹⁾.

Además, para una valoración cuantitativa del equilibrio más completa, se utilizó también el test de BERG⁽¹⁰⁷⁻¹⁰⁹⁾ que presenta fiabilidad en la evaluación del equilibrio estático y dinámico de pacientes con DCA. Es rápido y fácil de administrar. Una reciente revisión aporta evidencia sobre el uso de dicho test en la recuperación funcional del miembro inferior tras ACV⁽¹⁴⁰⁾.

En cuanto a la cuantificación de la funcionalidad de la marcha y el riesgo a caer asociado, para aumentar la fiabilidad de los resultados, se añadió el test UP&GO Cronometrado, ya que diversos estudios realizados sobre población anciana y en personas con DCA en fase crónica, han demostrado gran confiabilidad en dicha prueba^(80,91,110,111).

Respecto a la evaluación de la velocidad la marcha se optó por utilizar el Test de Velocidad “10-meter walking test”, según el protocolo de Taylor et al.⁽²³²⁾, ya que ha sido utilizado también en numerosas investigaciones con resultados fiables de correlación con diversas medidas de la capacidad de caminar en personas con hemiparesia después de sufrir un ACV^(54,153,233) y ha sido recomendado en diversos estudios como Medida de resultado para la rehabilitación del accidente cerebrovascular⁽²³⁴⁾.

La mejora de la resistencia fue otro de los factores valorados. Se cuantificó mediante el Test de Marcha de 6 min., o “6MWD”^(92,93,102). Es una prueba de muy fácil administración y que se incluyó en la investigación porque numerosos estudios han aportado previamente la buena confiabilidad que presenta con respecto a otros test utilizados en DCA para la evaluación de esta parámetro de la marcha^(54,104,235).

Otra prueba que se incorporó al estudio fue la escala “FAC”. Ésta permite categorizar a la persona según posea un patrón de marcha más o menos funcional para deambulación independiente^(54,217). Así, permite categorizar la funcionalidad de la marcha con una buena fiabilidad y correlatividad con respecto a pruebas como el 6MWT⁽²³⁷⁾.

Por otra parte, se usó también la escala Falls Efficacy Scale, o “FES” que tal y como se describe en varios estudios, relaciona el miedo a caer de la persona afectada con respecto a su grado de funcionalidad en la marcha. Se utilizó la traducción al español de la escala “FES” (Falls Efficacy Scale) desarrollada por Tinetti et al.^(45,95), cuya validación y traducción al español fue realizada en 2011⁽²⁴¹⁾. Esta prueba se encuentra dentro la batería de pruebas estándar que se utilizan en los protocolos de valoración del CEADAC con buenos resultados de confiabilidad. Además, en la validación de su versión sueca, se concluyó que era sensible a la mejoría de pacientes con hemiparesia en etapas tempranas, tras un ACV⁽²⁴²⁾.

8.2. DISEÑO Y MONTAJE DE GAIT TRACER[®]

El diseño y montaje de Gait tracer[®], se realizó teniendo en cuenta diversos factores clave que intervienen en el aprendizaje y control motor, tales como: la presentación de una actividad orientada a tareas, repetitiva, con realimentación visual y con posibilidad de modulación del control postural y simetría del paso⁽⁵³⁾.

Así, en un estudio sobre pacientes crónicos no institucionalizados, el sistema utilizado presentaba un proyector en posición lateral respecto a un pasillo de marcha. Además el sistema no utilizaba ningún mecanismo de suspensión del peso corporal, aunque sí incluía un sistema de RV⁽²⁴³⁾.

La colocación del proyector en dicha posición, generaría sombras del miembro inferior más cercano a la fuente de proyección que ocultarían el objetivo de pisada que se presenta al otro miembro inferior al dar el paso. En patrones de marcha en los que se completan más o menos todas las fases del ciclo, esto no tiene tanta importancia, pero en las fases precoces de reeducación de la marcha o con déficits moderados, cuando frecuentemente un miembro no es capaz de sobrepasar al otro, sí se daría el problema. Así, para Gait Tracer[®] se optó por colocar el proyector en posición frontal con respecto al sentido de la marcha para evitar la interferencia de sombras en la medida de lo posible, ya que éstas quedan siempre detrás del paciente.

Diversos estudios describen que los sistemas de descarga parcial de peso corporal son efectivos para mejorar el patrón de marcha debido a determinados factores, entre los que está el que ayudarían a conseguir un patrón de marcha más simétrico durante la reeducación^(51,59,157,220,221). Por ello, se decidió montar un mecanismo de este tipo que apoyase aún más una reeducación de la marcha de calidad.

Algunos equipos de reeducación de marcha robotizados y muy evolucionados, como *Lokomat*[®], presentan ciertas desventajas en la práctica clínica diaria, como tiempos muy prolongados de colocación y calibración, previos a cada sesión de tratamiento⁽¹⁵⁹⁾. Con el sistema propuesto se ha buscado la versatilidad basada en la sencillez, realizando una calibración mediante la introducción de: dos parámetros y un control deslizante; esto es, en dos sencillos pasos que un algoritmo matemático procesa permitiendo comenzar la sesión rápidamente.

8.3. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Se analizaron los datos obtenidos en ambos grupos, antes de la intervención, inmediatamente después y tras un mes de su finalización, de aquellos parámetros de la marcha relacionados con el aumento o disminución del riesgo a caer y, por tanto, con una deambulación más o menos funcional. Estos fueron: el equilibrio, la resistencia, la velocidad y el miedo a caer de la persona.

Como punto de partida y con el fin de constatar que en ambos grupos se presentaban condiciones similares, es decir, que no difirieran significativamente, se analizaron las diferencias de las puntuaciones de todas las escalas “PRE”. De manera previa, se comprobaron las condiciones de Normalidad y Homocedasticidad para todas las variables.

De los valores tomados antes de iniciar la intervención y en ambos grupos, se obtuvo para la escala FAC, que medía la capacidad para deambulación independiente, una puntuación media igual o inferior a 3, estando en consonancia con los valores encontrados en la bibliografía consultada^(59,219,228,244). Para el test POMA de tinetti Total, todos los casos están por debajo de 18 puntos, teniendo 10,78 (DT=2,98) puntos para grupo Gait Tracer y de 10,83 (DT=5,55) puntos para grupo control, lo que determinaba “alto riesgo de caídas” (Tabla 3). Por su parte, en la escala de Berg se obtuvieron 25,50 (DT=8,13) puntos para grupo Gait Tracer y 22,72 (DT=10,53) puntos para grupo control (Tabla 3). Estudios centrados en la reeducación de la marcha con soporte del peso corporal, también obtuvieron valores similares respecto a los valores de base, previos a la intervención⁽¹³²⁾. Dado que el total de esta escala es menor de 46 puntos en cada uno de los grupos, el test está indicando que estos pacientes podrían sufrir caídas múltiples por existir alteraciones en el equilibrio de carácter moderado. En los valores para UP&GO Cronometrado, ambas medias se situaron por encima de los 20 segundos, indicando así, “alto riesgo de caídas”. Así mismo, para el Test Gait Velocity, en el grupo Gait Tracer se obtuvieron unos tiempos de 24,46 seg. (DT=7,98) y para el grupo de control 35,85 seg. (DT=27,81) (Tabla 3), lo que indicó unas velocidades medias de los sujetos de 0,4m./s. y 0,28 m./s. respectivamente. Esto evidenció una baja velocidad de la marcha, antes de la intervención. Nuevamente se encontraron valores similares en diversos estudios relacionados^(59,223-225). Para Test de Marcha de 6 min., o “6MWD”, se obtuvieron 151,89 (DT=58,47) y 135,44 (DT=58,27) metros respectivamente (Tabla 3). Estos valores expresan la gran dificultad de partida en cuanto a la

resistencia se refiere, de los pacientes de la muestra y para ambos grupos al compararlo con otros estudios enfocados también a la reeducación de la marcha y en los que participaban sujetos de similares características^(129,152). Para la escala FES, siendo “0” “Ninguna confianza” y “3” “Mucha confianza”, se observa la baja puntuación obtenida respecto a la percepción subjetiva de confianza en el patrón de marcha de los sujetos de ambos grupos, siendo de 17,83 (DT=4,37) puntos para grupo Gait Tracer y de 16,00 (DT=8,12) puntos para grupo control (Tabla 3).

Todos los valores encontrados determinan la gran dificultad en la capacidad de deambulación y riesgo de caídas previas a la intervención, en ambos grupos. Sin embargo, no se han podido encontrar datos consistentes para comparar esta línea de base con las de otras investigaciones similares debido a que se presentan variaciones moderadas de unos estudios a otros, aspecto que se apoya en la evidencia encontrada en este sentido⁽¹⁵⁷⁾.

Posteriormente, cada grupo realizó su tratamiento asignado y, al terminar, se volvieron a pasar todas las escalas a estudio para poder analizar si existían cambios en los parámetros de la marcha medidos. Así, al estudiar los resultados PRE-POST, tanto del grupo de control como del grupo de intervención, se observó cómo todos los parámetros de la marcha medidos habían mejorado con respecto a los valores de partida, siendo todas estas diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$) (Tablas 8 y 9). Estos resultados están en consonancia con varios estudios en los que también se estudia la efectividad del entrenamiento en cinta de marcha con descarga del peso corporal en personas con DCA. Así, en al menos seis estudios se observó cómo la combinación de tapiz rodante y descarga parcial de peso producía mejoras significativas en la velocidad de marcha, el equilibrio o la resistencia^(57,58,132,225,226,244).

También se estudió si estas mejoras conseguidas eran mayores en alguno de los dos grupos, es decir, si había diferencia en los niveles de mejora en función del tratamiento que se realizó sobre cada grupo. Lo que se observó es que en el grupo de estudio, el grado de mejora fue mayor en todas las escalas utilizadas respecto al grupo de control. Aunque sin diferencias significativas encontradas en la mayoría de las variables, sí que se presenta una clara tendencia hacia la significación en “Tinetti-Equilibrio” y “FAC”. Por tanto, sí que se encuentra significancia a nivel clínico, ya que de los resultados obtenidos se puede ver que el 50% de los pacientes del grupo “GT” mejora 6 puntos o más en la puntuación total de la Escala Tinetti, disminuyendo así su riesgo a caer, mientras que sólo menos del 25% del

grupo de control “GC” mejora 6 puntos o más. Se podría afirmar pues que hay un 50% de probabilidad de que un paciente que use GaitTracer mejore 6 o más puntos, mientras que normalmente un paciente tendría menos del 25% de probabilidad. Además, específicamente en Tinetti “Equilibrio”, hay 3 pacientes del grupo “GT” que mejoran 5 o 6 puntos en la escala, mientras que el máximo para los controles es 4, lo que podría apuntar a que la mejoría se podría producir por un aumento específico del equilibrio durante el entrenamiento de la marcha con GaitTracer. Un estudio que también combinó RV con entrenamiento en cinta de marcha comparándolo con entrenamiento en tapiz rodante sin RV, concluyó mejoras a nivel del equilibrio aunque tampoco tuvo significancia estadística suficiente⁽²⁰¹⁾.

Por su parte, del análisis de las correlaciones, en el grupo de Control también se observa que las mejoras en “Gait velocity Test” y “Timed Up&Go” dependen del nivel previo de los pacientes en todas las escalas. Sin embargo, en el grupo de GaitTracer, dichos resultados sólo dependen de los valores “pre” relacionados con la velocidad de la marcha. Así, se podría decir que GaitTracer® independiza más la evolución de los pacientes de sus niveles de partida.

Por último se observó si los niveles conseguidos se mantenían, valorando un mes después los mismos parámetros que fueron tenidos en cuenta en el momento previo a la intervención y en el inmediatamente posterior, con el fin de determinar si los cambios perduraban en el tiempo. Numerosos estudios han estimado tiempos de seguimiento posteriores al estudio de entre 1 y 10 meses^(138,219,225,226,244,245), lo que representaba una gran heterogeneidad en este aspecto. Así, se optó por realizar un seguimiento tras 1 mes de la intervención para asegurar que todos los participantes continuaban siendo usuarios del CEADAC, ya que tras el “Alta” regresaban a sus ciudades de origen, lo que hubiera dificultado enormemente esta última toma de datos.

Teniendo en cuenta que actualmente todavía no se puede afirmar que un enfoque de tratamiento sea más eficaz que otro respecto a lo que se refiere a la recuperación de la marcha, lo que sí parece es que la combinación de varios de ellos podría ser más eficaz que una sola estrategia en cuanto al aprendizaje motor se refiere⁽¹²⁷⁾.

Siguiendo las líneas de investigación más actuales, varias revisiones sistemáticas apuntan que la incorporación de la RV también podría ser efectiva para mejorar la velocidad de la marcha y el equilibrio en pacientes con DCA^(180,195), aunque todavía son pocos los trabajos que se centran específicamente en dichas alteraciones del miembro inferior⁽¹⁷⁹⁾.

Según una actual revisión, existe una intensa investigación que intenta aportar mayor evidencia sobre cuáles de estos sistemas serían más eficaces, esto es, los sistemas de RV denominados convencionales o comerciales, frente a los sistemas basados en ambientes de RV específicamente diseñados para la rehabilitación. Sin embargo, en dicho trabajo no pudieron encontrar suficientes estudios de alta evidencia que comparasen intervenciones de sistemas de RV adaptados específicamente, con el uso de sistemas comerciales de juegos basados en RV⁽²⁴⁶⁾.

En otra revisión que estudió si la RV es un complemento efectivo para la mejora del control postural y el equilibrio de personas con DCA, sí se observó que en pacientes crónicos podía resultar positivo, pero tampoco pudieron concluir dicha eficacia sobre pacientes agudos o subagudos⁽¹⁹⁷⁾.

Por su parte, un estudio realizado por un grupo de investigación de Corea del Sur, estudió la posible mejora del control postural e independencia funcional de pacientes con DCA en fase crónica y mediante la utilización de juegos interactivos de una consola Nintendo Wii. Aunque sí encontraron algunos resultados positivos, sobre todo referidos al control postural de miembro superior, no obtuvieron resultados significativos sobre la mejora del nivel de independencia funcional⁽²⁴⁷⁾.

Tampoco se pudieron encontrar diferencias significativas en otro estudio sobre pacientes con DCA en fase subaguda y que combinó un tratamiento convencional de rehabilitación, con juegos de RV que funcionaban sobre la consola PlayStation®. Además, nuevamente se centraron sobre resultados del control postural sobre miembro superior.

En otro ensayo controlado y aleatorizado, se valoró el efecto del uso de un video-juego para mejorar el equilibrio y la movilidad de personas con DCA en fase crónica. El grupo de intervención jugó durante 5 semanas, 4 días/semana y durante 50 minutos cada día. El grupo de control continuó con su actividad normal. Solo se encontraron algunas mejoras, aunque ninguna significativa, en escalas como la de Berg, Timed Up&Go o test de los 6 minutos. Se concluyó que a pesar de que los efectos del uso de video-juegos pudieran ser positivos, el no contar con la asistencia del terapeuta en la toma de decisiones sobre la optimización de movimientos del paciente durante la realización de los ejercicios, podría haber sido la clave por la que no se ha conseguido significación estadística en dichos resultados⁽²⁴⁸⁾. En una de

las últimas revisiones realizadas sobre equipos robóticos, este aspecto también se ha descrito como “muy relevante”, describiendo que cualquier sistema robotizado debe ser considerado en todo caso como una herramienta a utilizar por el fisioterapeuta, pero nunca un equipo rehabilitador en sí mismo⁽²⁴⁹⁾.

Un interesante ensayo clínico aleatorizado evaluó la efectividad de un sistema basado en una tabla de equilibrio (la Nintendo® Wii Balance Board®), para rehabilitación de éste en pacientes con DCA, pero cuyo sistema fue diseñado específicamente para rehabilitación del equilibrio con refuerzo de VR. Es decir, se partió de una tabla de equilibrio que se utiliza en plataformas de juegos comerciales, pero reprogramada por clínicos para un uso específico en el que los terapeutas podían parametrizar los ejercicios y sesiones a realizar, así como las métricas necesarias. Los resultados mostraron una mejora significativa en el equilibrio estático y no así sobre el dinámico. Según se describe, esto fue así debido a que los ejercicios, esto es, las tareas, estaban específicamente enfocadas al primero, encontrándose consecuentemente ahí las mayores mejoras del aprendizaje motor de los pacientes. Describieron también que la respuesta positiva de los pacientes respecto de los valores obtenidos estarían relacionados con la retroalimentación sensitiva visual y auditiva proporcionadas por el sistema, concluyendo que el sistema era efectivo en pacientes con DCA⁽¹⁹³⁾.

Por otra parte, un aspecto que sí podría aportar cierta ventaja a los sistemas comerciales es que su disponibilidad sería mayor y su coste significativamente más reducido que los sistemas de RV específicamente diseñados para rehabilitación^(159,246). En un pequeño estudio realizado sobre seis pacientes, en el que se estudió la posible viabilidad y eficacia de un sistema específicamente diseñado para rehabilitación y basado en cinta rodante con soporte de peso corporal más VR, también se describió cómo los costes de sistemas de este tipo, incluido el que se utilizó en la propia investigación, eran relativamente más caros que otros que habían utilizado la consola PlayStation2®. Concluyeron que el sistema utilizado sí que era eficaz para mejorar la marcha y el equilibrio en personas con DCA en fase subaguda.

Sin embargo, otros estudios apuntan que tampoco existe suficiente evidencia en este sentido⁽¹⁹⁷⁾. Además, cada vez existe más investigación orientada a la validación de sistemas diseñados específicamente para rehabilitación con apoyo de RV y que, al mismo tiempo, sean de bajo coste, aunque todavía éstos sean muy escasos⁽²⁵⁰⁾.

Con todo, al utilizar el sistema Gait Tracer[®] para observar su efectividad en la reeducación de la marcha y por tanto, en la disminución del riesgo de caídas, se está utilizando un sistema supervisado por un terapeuta, en el que se combina la reeducación de la marcha sobre un tapiz rodante, con suspensión del peso corporal y con dos métodos de retroalimentación: verbal, y visual basado en realidad virtual no inmersiva. Así, una vez determinada la utilización de un sistema “híbrido” específicamente adaptado a terapias de reeducación de la marcha y que agrupa diversos enfoques de tratamiento, resulta interesante describir qué mecanismos pueden haber intervenido en los datos obtenidos en este estudio y que le hacen un sistema efectivo.

La recuperación tras el daño cerebral se considera una forma de aprendizaje motor⁽³²⁾. Algunos de los nuevos y prometedores enfoques de rehabilitación están basados en teorías del aprendizaje motor, como por ejemplo la terapia orientada a la discapacidad (Impairment-oriented therapy) y el uso de la RV. Ambos enfoques han sido implementados por Gait Tracer[®].

Añadido a lo anterior, en otro estudio se describen dos modelos mediante los que el cerebro procesaría el aprendizaje motor. Así, los cálculos que permiten al cerebro predecir las consecuencias sensoriales de los comandos motores se llaman “modelo directo” (presumiblemente localizado en el cerebelo). Los cálculos que permiten al cerebro planificar comandos motores para alcanzar un objetivo definido en coordenadas sensoriales se denomina “modelo inverso” (presumiblemente localizado en la corteza premotora y motora). El aprendizaje motor implicaría ambos modelos⁽²⁵¹⁾.

Aunque el entrenamiento en cinta de marcha realizado por el grupo de control obtiene mejoras sobre todo a expensas del “modelo directo”, Gait Tracer[®] permite crear y adaptar los dos tipos de modelos mediante la exposición de los objetivos de pisada en tiempo real durante la marcha en cinta.

Dicho “modelo directo”, genera una estimación sensorial del producto de un comando motor. El “modelo inverso”, por su parte, planifica un comando motor en función del objetivo sensorial, esto es, propone un comando motriz dado un contexto actual para alcanzar un estado deseado o conocido. Durante el aprendizaje motor, el modelo directo va ganando peso frente al modelo inverso. Esto es debido a la corrección de errores en tiempo real⁽²⁵²⁻²⁵⁴⁾.

Gait Tracer[®] posibilita la corrección de errores en tiempo real puesto que da realimentación constante del objetivo de cada movimiento. Sin embargo, los sujetos del grupo de control no obtuvieron dicha corrección de errores, pudiendo esto marcar una diferencia significativa en el proceso de reaprendizaje motor.

Además, la actividad relacionada con los errores cinemáticos al realizar un movimiento de alcance, se localiza a nivel del cerebelo, en el área de Brodmann 5 parietal y en la corteza motora⁽²⁵⁵⁾.

Puesto que la tarea propuesta por Gait Tracer[®] se puede considerar un movimiento de alcance con los miembros inferiores, se puede hipotetizar de manera plausible que promueve los cambios plásticos, y por tanto la neurorrehabilitación, en las áreas mencionadas anteriormente.

El aprendizaje motor se da a través de dos mecanismos: el basado en la *corrección de errores* y el basado en el *uso continuado*. Este último aplica estrategias similares a las frecuente y recientemente usadas en los modelos basados en ejercicios de tipo *repetitivo*. Ambos en conjunto explican la solución que el sistema motor adopta cuando realiza el aprendizaje de una tarea motora⁽²⁵⁶⁾.

Así, el entrenamiento con tapiz rodante del grupo control se apoyó sobre todo en el uso continuado. Gait Tracer[®] además posibilita los dos tipos de aprendizaje de manera simultánea: el basado en errores mediante la realimentación visual en tiempo real de los objetivos de pisadas, y el basado en el uso mediante la repetición continua, de los pasos en la cinta de marcha.

En relación a esto último, dos aspectos significativos a tener en cuenta durante el proceso de aprendizaje y reaprendizaje motor serían: que la realización del ejercicio se realice manera *repetitiva* y que sea *orientado a tareas*^(51,128). Por ello, en el protocolo de estudio se determinaron como constantes los parámetros de la marcha en la cinta (pendiente fija del 0%, y velocidad constante 0,5Km./h.) y el ejercicio estaba orientado a la marcha como tarea específica. Un recentísimo estudio concluye que la confianza del paciente en su estabilidad durante la marcha depende, entre otros factores, de la variabilidad en la longitud de paso y cadencia (a mayor variabilidad de longitud y cadencia, menos confianza)⁽²⁵⁷⁾. Dado que Gait Tracer[®] es una “guía” para aprender una longitud de paso constante y una cadencia determinada de manera *repetitiva*, esto explicaría la mejora específica sobre la escala FES

para el grupo de estudio. En el grupo de estudio la cadencia y longitud del paso no pueden ser controladas a este nivel, lo que determina mayores problemas de ajuste y repetición durante la tarea.

La *Teoría del Control por Realimentación Óptima* (Optimal Feedback Control Theory) establece que las correcciones por realimentación dependen de la tarea. Si la tarea implica un solo miembro, las correcciones motoras de éste serán distintas de si la tarea implica los dos miembros. La marcha es una tarea que implica varios miembros, por lo tanto las correcciones motoras dependen del estado de ambos⁽²⁵⁸⁾.

Con Gait Tracer[®] se propuso una tarea con realimentación para las dos piernas, promoviendo una marcha lo más simétrica posible, siendo pues coherente con la teoría arriba descrita.

Además, cuando la realimentación sensorial es de calidad, la adaptación de los comandos motores se guía casi exclusivamente por los errores de la predicción sensorial. Esta adaptación lleva a un aprendizaje motor que se generaliza a comandos motores similares. Sin embargo, cuando la realimentación sensorial es de baja calidad la adaptación pasa a basarse en los errores de predicción de la recompensa, y el aprendizaje es mucho más local⁽²⁵⁹⁾.

Gait Tracer[®] promueve una realimentación sensorial de alta calidad mediante las marcas objetivo en tiempo real, y por tanto un aprendizaje más generalizado de la marcha. Esto podría explicar quizás, que los efectos a un mes en el grupo de intervención se mantengan e incluso sean mayores que en el grupo control en algunas escalas. Sin embargo, en el grupo control la realimentación se realiza solo mediante las órdenes verbales del terapeuta y el apoyo visual mediante espejo.

Un aspecto que también se ha tenido en cuenta es que el aprendizaje sensorimotor está íntimamente relacionado con el aprendizaje motor. Tanto la recompensa como el castigo aceleran el aprendizaje motor. Sin embargo, la recompensa genera una mayor retención (consolidación) del mismo⁽²⁶⁰⁾.

El protocolo de Gait Tracer sólo contempla recompensa. Este podría ser también otro de los motivos por los que los cambios perduran y mejoran al cabo de un mes con respecto al grupo de control.

Como complemento a lo anterior, y siguiendo un estudio en el que se realiza un trabajo con una buena estructura metodológica, sobre las teorías y modelos de control y aprendizaje motor más recientes, así como los factores que intervendrían en dicho aprendizaje, se podría decir que los principales factores que influirían en el aprendizaje motor son⁽⁵³⁾:

- Las *instrucciones verbales*. Éstas ayudan a la persona a que centre la atención en determinados objetivos durante la tarea.

En este sentido y para ambos grupos, en el estudio se realizaron las sesiones de reeducación de la marcha siguiendo la metodología convencional en el CEADAC que, como ya se describió, consistía en la reeducación activa de la marcha del paciente, supervisada por un fisioterapeuta y con apoyo de pautas a través de órdenes verbales referentes a la modificación de la longitud, altura o ángulo del paso.

- La *participación activa del paciente*. Hace que el paciente se implique en el ejercicio a realizar, aumentando así su *motivación* para continuar y el procesamiento del aprendizaje.

Dicho elemento también fue incorporado al protocolo utilizado en el estudio y comentado en el párrafo anterior.

- *Posibilidad de cometer errores*, el *control postural* y la *memoria*. Son muy importantes de cara a la reeducación de patrones motores.

De esta manera el hecho de que, cuando el paciente cometa un error durante la tarea se le pueda aportar una solución y que ésta sea *memorizada* e integrada progresivamente a nivel postural, hace que dichos factores sean muy relevantes en el proceso de aprendizaje motor.

En relación a la “*posibilidad de cometer errores*” como factor que influiría directamente en el aprendizaje motor, Gait Tracer[®] permite que el paciente cometa errores durante el trazado de marcha propuesto en tiempo real y que los pueda integrar durante la sesión, de manera que en el siguiente ciclo del paso, por ejemplo, pueda intentar ajustar éste hasta conseguir ejecutar el patrón propuesto en cada entrenamiento. Esto hace que el trabajo a realizar se realice de manera totalmente activa por el paciente que se convierte en el actor principal de su propio proceso.

Por otra parte, parece ser que la precisión en la abducción de cadera predice la mejora en la marcha⁽²⁶¹⁾. En este sentido, parte de la mejora de la marcha de los

pacientes del grupo de intervención podría explicarse porque Gait Tracer[®] también trabaja la precisión en la abducción y aducción de la cadera puesto que “obliga” a poner el pie en un punto determinado. Los errores cometidos sobre el trazado propuesto y los posteriores ajustes realizados sobre la propia sesión según los mecanismos explicados, determinarían dicho aprendizaje. En el grupo control esta precisión no se podía conseguir ya que los sujetos solamente podían corregir a expensas de las instrucciones del terapeuta o de lo que veían en el espejo.

Respecto del *control postural*, los pacientes que no sufren caídas tienen una marcha más simétrica (en términos cinemáticos) que los que sí sufren caídas⁽²⁶²⁾. Tanto los participantes del grupo de control como los que utilizaron Gait Tracer[®] trabajaron también la simetría de la marcha en estadios muy tempranos debido entre otras cosas a la descarga del peso corporal, permitiendo un mejor ajuste de la posición del cuerpo respecto del patrón de marcha, lo que explicaría la mejora sobre los valores de medida del riesgo de caídas, a expensas de dicho parámetro. Numerosos estudios han utilizado de manera conjunta la descarga del peso corporal y la reeducación sobre tapiz rodante con buenos resultados^(57-59,132,223-228). En el protocolo se utilizó una metodología similar a la realizada en varios estudios y consistente en comenzar con un soporte del 40% del peso corporal, reduciendo éste en la medida en que el paciente podía ir consiguiendo una alineación adecuada del tronco y suficiente transferencia del peso sobre el miembro hemipléjico^(132,231,245).

- La *retroalimentación*. Sería otro de los factores clave en el proceso de aprendizaje motor, ya que aporta información al paciente sobre el resultado del movimiento ejecutado. Puede ser intrínseca, cuando dicha información procede de las vías exteroceptivas y propioceptivas que informan sobre qué ajustes posturales realizar, o extrínseca cuando la información se recibe de manera externa al paciente. En el caso de las personas que sufren DCA, frecuentemente la información que pueden asimilar mediante retroalimentación intrínseca es limitada y suele estar disminuida en mayor o menor medida según la focalidad y extensión del daño cerebral. Esto hace que cobre especial importancia la utilización de retroalimentación extrínseca durante el proceso de rehabilitación para compensar dichos déficits.

Un equipo de investigadores coreanos demostraron que los pacientes que entrenan la marcha con un estímulo auditivo rítmico mejoran más que los que lo hacen sin el estímulo (en cadencia, longitud del paso y Dynamic Gait Index)⁽²⁶³⁾. En consonancia

con lo anterior y de manera similar, en un reciente estudio de otro grupo de investigación en California, describieron cómo al proporcionar feedback auditivo y sensitivo durante la marcha para que los pacientes la hagan más simétrica, aquellos con feedback mejoran más que los pacientes sin feedback en los distintos parámetros de la marcha⁽²⁶⁴⁾.

La estimulación con apoyo visual en el grupo de intervención se asemeja a la estimulación auditiva rítmica, al dar ambos un estímulo de apoyo externo a modo de feedback durante la sesión. En el grupo de control no se contaba con ningún tipo de feedback sensitivo similar.

Por todo ello y aun habiendo obtenido resultados significativos respecto de la efectividad de Gait Tracer[®] en la mejora de la funcionalidad de la marcha y, por tanto, disminución del riesgo de caídas, al margen de los resultados clínicos obtenidos se haría necesario la realización de más estudios con tamaños muestrales superiores e, incluso, multicéntricos, con el objetivo de poder establecer si existen más diferencias significativas que puedan aportar mayor evidencia científica a los resultados conseguidos en esta investigación.

Por otra parte y aunque el presente estudio se ha diseñado específicamente para validar si el sistema Gait Tracer[®] puede ayudar en la disminución del riesgo de caídas de pacientes afectados por DCA, queda abierto a más estudios cuyo diseño les permita valorar dicho sistema como herramienta de entrenamiento activo de la marcha.

En el estudio podrían existir algunas limitaciones que hayan influido en los resultados obtenidos. Aunque la mayoría de los estudios de rehabilitación de la marcha en pacientes con DCA se han realizado con un número similar o incluso inferior de pacientes^(59,127,138,219,223,228), el tamaño de la muestra quizás haya tenido una posible influencia conjunta con otras variables, como la intensidad o el tiempo de tratamiento, para no conseguir más diferencias significativas.

Una segunda limitación se observa de la selección de los pacientes. Al contar para la selección de la muestra, con todos los pacientes del CEADAC que están en fase subaguda y, de ellos, excluir aquellos en los que por su nivel de afectación, las alteraciones cognitivas no les permitían seguir órdenes verbales, de alguna manera estamos realizando un sesgo de selección que nos impide conocer si la estimulación de la marcha en cinta rodante y con descarga del peso corporal con Gait Tracer[®], podría ejercer de manera secundaria algún tipo

de influencia que pudiera ejercer un efecto potenciador de la mejora del rendimiento en determinadas funciones cognitivas en este tipo de pacientes, lo que hace de nuevo que los resultados no puedan ser extrapolables a toda la población de pacientes con DCA.

Por último, me gustaría señalar como limitación en el diseño del estudio, el no haber incluido algún cuestionario de satisfacción que hubiera permitido conocer la experiencia subjetiva del paciente durante la realización del tratamiento, ya que al incorporar Gait Tracer[®] el feedback visual y el concepto de “jugabilidad” al entrenamiento en la cinta de marcha, dicho cuestionario habría reportado información sobre el grado conseguido de implicación. Aunque sí que se les preguntó a los pacientes de manera informal si “se habían divertido, aburrido, etc.”, es cierto que no se recogió dicha información de manera sistemática. El hecho de conocer si a un paciente se le hacía o no amena la sesión, podría haber ayudado a afinar posteriormente distintas estrategias de tratamiento que aumenten la implicación y posiblemente la eficacia del sistema.

En el estudio presentado se ha podido observar que el tratamiento aplicado al grupo de estudio, puede aumentar la mejora de la marcha de personas con DCA y por tanto es efectivo en la recuperación funcional de estos pacientes, pero aún faltan varias preguntas sin responder que, sin duda, podrían ser resueltas con la realización de nuevos estudios. Un aspecto importante sería conocer si dotar a Gait Tracer[®] de algún módulo de RV inmersiva, aumentaría la capacidad del sistema para la recuperación funcional. Otro punto a tener en cuenta podría ser el de incorporar al sistema, un conjunto de sensores que permitieran monitorizar en tiempo real, el rendimiento y el patrón de marcha del paciente, lo que podría aportar nuevas claves de tratamiento que permitirían no sólo mejorar la adherencia al tratamiento sino también poder realizar una rehabilitación aún más personalizada.

9-Conclusiones

9. CONCLUSIONES

1. Tras el análisis de los valores de las variables estudiadas, antes y después de la intervención, se han encontrado diferencias significativas respecto a la mejora de las características de la marcha (equilibrio, velocidad y resistencia), el miedo a caer y la disminución asociada del riesgo de caídas, tanto para el grupo de intervención como para el grupo de control. Por tanto, se puede concluir que el sistema Gait Tracer[®] es efectivo para la reeducación de la marcha en personas con alteración de ésta, tras sufrir un DCA.
2. Todas las escalas muestran una mejoría clínica de las características de la marcha más evidente en las personas del grupo de estudio en comparación con las del grupo de control, aunque no se han podido encontrar diferencias estadísticamente significativas sobre ninguno de los parámetros medidos, excepto sobre la escala FES que evidencia una mayor confianza en la marcha y menor miedo a caer de las personas del grupo Gait Tracer.
3. De los datos obtenidos un mes después de terminar la intervención, se puede afirmar que los sujetos del grupo Gait Tracer continuaron mejorando significativamente más en las escalas Tinetti-Marcha y Tinetti-Total, lo que puede estar relacionado con una potenciación de los fenómenos de plasticidad cerebral inducidos por el uso de Gait Tracer[®], que les permitiría a dichos sujetos tener un mayor avance en las semanas posteriores a la intervención.

10-Bibliografía

10. BIBLIOGRAFÍA

- (1) del Pueblo ED. Daño cerebral sobrevenido en España: un acercamiento epidemiológico y sociosanitario. Madrid: Defensor del pueblo; 2006.
- (2) Odriozola FA, Ibarrarán MI, Gorostidi AM, Murgialdai A, Garde PM. Pronóstico de las secuelas tras la lesión cerebral. *Med Intensiva* 2009;33(4):171-181.
- (3) Díaz Piñeiro G, Fernández M L, Vergel I, Baldonado C, Asiaín JR, Sánchez G, et al. Fisioterapia y daño cerebral adquirido. DCA-Cuadernos FEDACE sobre Daño Cerebral Adquirido. Madrid: Federación Española de daño Cerebral FEDACE; 2007. p. 11-24.
- (4) Bernabeu M. Epidemiología del traumatismo craneoencefálico. In: Bernabeu M, Roig T, editors. *La rehabilitación del traumatismo craneoencefálico: un enfoque interdisciplinar*. 1st ed. Barcelona: Fundació Institut Guttmann; 1999. p. 11-17.
- (5) European Registers of Stroke (EROS) Investigators, Heuschmann PU, Di Carlo A, Bejot Y, Rastenyte D, Ryglewicz D, et al. Incidence of stroke in Europe at the beginning of the 21st century. *Stroke* 2009 May;40(5):1557-1563.
- (6) Ruano A. La atención integral de los afectados por DCA traumático según el modelo FREMAP. En: *II Congreso Español de Daño Cerebral Sobrevenido*. Madrid: FEDACE ed. Madrid: FEDACE; 2003. p. 53-72.
- (7) Bori I. El modelo de atención integral de los DCA en la sanidad pública. En: *II Congreso Español de Daño Cerebral Sobrevenido*. Madrid: FEDACE ed. Madrid: FEDACE; 2003. p. 11-16.
- (8) de Discapacidad E. *Autonomía personal y situaciones de Dependencia (EDAD) 2008*. Instituto Nacional de Estadística. España 2008.
- (9) ORGANIZATION WH. World Health Organization, "Neurological disorders report web". *Neurological Disorders* 2006;3(1):164-176.
- (10) Faul M, Xu L, Wald MM, Coronado V. *Traumatic brain injury in the United States*. Atlanta, GA: Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Injury Prevention and Control 2010.
- (11) UNIDES N. *Programa de acción mundial para las personas con discapacidad*. 1988.
- (12) Turner-Stokes L. *Rehabilitation following acquired brain injury: national clinical guidelines*. Royal College of Physicians and British Society of Rehabilitation Medicine: Turner-Stokes, L (Ed.). London: CRP, BSRM; 2003.
- (13) Bascuñana H. Traumatismo craneoencefálico. En: Sánchez I, Ferrero A, Aguilar JJ, Climent JM, Conejero JA, Flórez M, et al, editores. *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física* Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. p. 495-504.

- (14) Rios M, Benito-Leon J, Tirapu J, Paul N. Neuropsicología del daño cerebral adquirido. Manual de neuropsicología. 1st ed. España: Viguera editores; 2008. p. 307-335.
- (15) Danzl MM, Etter NM, Andreatta RD, Kitzman PH. Facilitating neurorehabilitation through principles of engagement. *J Allied Health* 2012;41(1):35-41.
- (16) Kays JL, Hurley RA, Taber KH. The dynamic brain: neuroplasticity and mental health. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci* 2012.
- (17) Broca P. Remarques sur le siège de la faculté du langage articulé, suivies d'une observation d'aphémie (perte de la parole). *Bulletins de la Société d'anatomie (Paris)*, 2e serie 1861c 1961;6:330-357.
- (18) Wernicke C. Der aphasische Symptomencomplex: eine psychologische Studie auf anatomischer Basis. : Cohn.; 1874.
- (19) y Cajal SR. Estructura de los centros nerviosos de las aves. ; 1888.
- (20) Berlucchi G. The origin of the term plasticity in the neurosciences: Ernesto Lugaro and chemical synaptic transmission. *J Hist Neurosci* 2002;11(3):305-309.
- (21) Mazzarello P. Camillo Golgi's scientific biography. *J Hist Neurosci* 1999;8(2):121-131.
- (22) Manger PR, Woods TM, Jones EG. Plasticity of the somatosensory cortical map in macaque monkeys after chronic partial amputation of a digit. *Proc Biol Sci* 1996 Jul 22;263(1372):933-939.
- (23) Merzenich MM, Nelson RJ, Stryker MP, Cynader MS, Schoppmann A, Zook JM. Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. *J Comp Neurol* 1984;224(4):591-605.
- (24) Raisman G, Field P. A quantitative investigation of the development of collateral reinnervation after partial deafferentation of the septal nuclei. *Brain Res* 1973;50(2):241-264.
- (25) Fawcett J. Molecular control of brain plasticity and repair. *Prog Brain Res* 2009;175:501-509.
- (26) Dombrov ML. Introduction: the evolving field of neurorehabilitation. *Continuum (Minneapolis)* 2011 Jun;17(3):443-448.
- (27) Sarnat HB. Cerebral Plasticity in Embryological Development1. Fetal and perinatal Neurology: Karger Publishers; 1992. p. 118-131.
- (28) Pascual-Castroviejo I. Plasticidad cerebral. *Rev Neurol* 1996;24(135):1361-1366.
- (29) Garcés-Vieira MV, Suárez-Escudero JC. Neuroplasticidad: aspectos bioquímicos y neurofisiológicos. *Rev CES Med* 2014;28(1):119-132.

- (30) Mountz JM. Nuclear medicine in the rehabilitative treatment evaluation in stroke recovery. Role of diaschisis resolution and cerebral reorganization. *Eura Medicophys* 2007 Jun;43(2):221-239.
- (31) Cauraugh JH, Summers JJ. Neural plasticity and bilateral movements: a rehabilitation approach for chronic stroke. *Prog Neurobiol* 2005;75(5):309-320.
- (32) Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol* 2006;19(1):84-90.
- (33) Murie-Fernández M, Ortega-Cubero S, Carmona-Abellán M, Meyer M, Teasell R. «Tiempo es cerebro», ¿solo en la fase aguda del ictus? *Neurología* 2012;27(4):197-201.
- (34) Katherine Salter B, Mark Hartley B, Norine Foley B. Impact of early vs delayed admission to rehabilitation on functional outcomes in persons with stroke. *J Rehabil Med* 2006;38(113Á/117).
- (35) Langhorne P, Duncan P. Does the organization of postacute stroke care really matter? *Stroke* 2001 Jan;32(1):268-274.
- (36) Bernhardt J, Dewey H, Thrift A, Donnan G. Inactive and alone: physical activity within the first 14 days of acute stroke unit care. *Stroke* 2004 Apr;35(4):1005-1009.
- (37) Diserens K, Michel P, Bogousslavsky J. Early mobilisation after stroke: Review of the literature. *Cerebrovasc Dis* 2006;22(2-3):183-190.
- (38) Hanger H, Wilkinson T, Mears A. Stroke discharges from a rehabilitation unit: 1-year and 5-year domicile outcomes. Function is important. *Intern Med J* 2010;40(1):45-51.
- (39) Quemada JI, Ruiz MJ, Bori I, Gangoiti L, Marin J. Modelo de atención a las personas con daño cerebral. : *Imsero*; 2007.
- (40) Benedet MJ. Fundamento teórico y metodológico de la neuropsicología cognitiva. ; 2002.
- (41) Daviet J, Dudognon P, Salle J, Munoz M, Lissandre J, Rebeyrotte I, et al. Rehabilitación en caso de accidente cerebrovascular. Estudio general y tratamiento. *EMC-Kinesiterapia-Medicina Física* 2002;23(4):1-26.
- (42) Hatano S. Experience from a multicentre stroke register: a preliminary report. *Bull World Health Organ* 1976;54(5):541-553.
- (43) Cerda L. Evaluación del paciente con trastorno de la marcha. *Rev Hosp Clín Univ Chile* 2010;21(4):326-336.
- (44) Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* 1986;80(3):429-434.
- (45) Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol* 1990 Nov;45(6):P239-43.

- (46) Tinetti ME, Baker DI, McAvay G, Claus EB, Garrett P, Gottschalk M, et al. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *N Engl J Med* 1994;331(13):821-827.
- (47) Mayo N, Korner-Bitensky N, Kaizer F. Relationship between response time and falls among stroke patients undergoing physical rehabilitation. *Int J Rehabil Res* 1990;13(1):47-56.
- (48) Overstall PW. Falls after strokes. *BMJ* 1995 Jul 8;311(6997):74-75.
- (49) de Neurología SE. Plan Estratégico Nacional para el Tratamiento Integral de las Enfermedades Neurológicas (PENTIEN). Madrid: Ibáñez y Plaza 2002:169-172.
- (50) Guía JM. Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud. 2008:76-81.
- (51) Flórez M. Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus. *Rehabilitación (Madrid)* 2000;34(6):423-436.
- (52) Carr J, Shepherd R. A motor Relearning program for stroke. Rockville. Md, Aspen 1987.
- (53) Cano-de-la-Cuerda R, Molero-Sanchez A, Carratala-Tejada M, Alguacil-Diego I, Molina-Rueda F, Miangolarra-Page J, et al. Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. *Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación. Neurología* 2015;30(1):32-41.
- (54) French B, Thomas LH, Leathley MJ, Sutton CJ, McAdam J, Forster A, et al. Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *Stroke* 2009;40(4):e98-e99.
- (55) Mehrholz J, Werner C, Kugler J, Pohl M. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *The Cochrane Library* 2007.
- (56) Wevers L, van de Port I, Vermue M, Mead G, Kwakkel G. Effects of task-oriented circuit class training on walking competency after stroke: a systematic review. *Stroke* 2009 Jul;40(7):2450-2459.
- (57) Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Arch Phys Med Rehabil* 1994 Oct;75(10):1087-1093.
- (58) Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke* 1995 Jun;26(6):976-981.
- (59) Laufer Y, Dickstein R, Chefez Y, Marcovitz E. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: A randomized study. *J Rehabil Res Dev* 2001;38(1):69-78.
- (60) Bayón M, Martínez J. Plasticidad cerebral inducida por algunas terapias aplicadas en el paciente con ictus. *Rehabilitación* 2008;42(2):86-91.

- (61) Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. : Williams & Wilkins; 1981.
- (62) Vera Luna PM. Marcha Normal. En: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Editorial IBV; 1999. p. 31-34.
- (63) Collado Vázquez S. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas: influencia del transporte de carga. 2004.
- (64) MA San Gil Sorbet. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares. Alcalá de Henares; 1991.
- (65) Ramos M. Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. [Tesis doctoral]. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. Madrid; 2000.
- (66) Plas F, Viel E, Blanc Y. La marcha humana: cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Barcelona: Masson; 1996.
- (67) Prat J. Curso de formación de técnicos ortoprotésicos " Euroform": miembro inferior y marcha humana. : Instituto de Biotecnología de Valencia; 1995.
- (68) Viladot A, Viladot R. lecciones sobre patología del pie. Barcelona: Mayo; 2009 Nuñez Samper, M., Llanos Alcazar, LF Biomecánica, medicina y cirugía del pie. 2006.
- (69) López Chicharro J, Fernández Vaquero A. Fisiología del ejercicio (2ª, 1ª reimpr ed.). Madrid etc.: Editorial Médica Panamericana 2001.
- (70) Hoyos J, Lafuente R, Sánchez-Lacuesta J, Prat J, SOLERGRACIA C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia 1993.
- (71) Penella C. Leonardo da Vinci. Barcelona: Urbió; 1983.
- (72) Buchholz EL. Leonardo da Vinci: vida y obra. : Könnemann; 2000.
- (73) Paul J. History and fundamentals of gait analysis. Biomed Mater Eng 1998;8(3, 4):123-135.
- (74) Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res 1989;7(6):849-860.
- (75) Gorton G, Hebert D, Goode B. Assessment of the kinematic variability between twelve Shriners motion analysis laboratories Part 2: short-term follow up. Gait Posture 2002;16(S1):S65-6.
- (76) Díaz CA, Torres A, Ramírez JI, García LF, Álvarez N. Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED. Revista EIA 2006(5):85-92.

- (77) Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil* 2006;3(1):1.
- (78) Prat J, Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), IMPIVA Generalitat Valenciana, Valencia 2002.
- (79) Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986;34(2):119-126.
- (80) Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991;39(2):142-148.
- (81) Gruen A. Fundamentals of videogrammetry—A review. *Human movement science* 1997;16(2):155-187.
- (82) Comín MC, García JP, Aparicio AV, Ballabriga SN, Garcia T. Factores que influyen en las presiones plantares. *Medicina de Rehabilitación* 1999;12(3):22-30.
- (83) Ferrandis R, García AC, Guerrero MA, Hoyos JV. Aplicación de BIOFOOT/IBV al diseño de ortesis plantares©. *Rev Biomec* 1997(15):29-33.
- (84) Villa A, Gutiérrez E, Pérez JC. Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Rev Ing Biomed* 2008;2(3):16-26.
- (85) de la Lengua Española, Real Academia. Diccionario de la real academia de la lengua española. 23rd ed.; 2014.
- (86) Vellas B, Faisant C, Lauque S, Sedeuilh M, Baumgartner R, Andrieux J, et al. Estudio ICARE: investigación de la caída accidental. Estudio epidemiológico. Trastornos de la postura y riesgos de caídas. Barcelona: Editorial Glossa 1995:15-28.
- (87) del Nogal ML, González-Ramírez A, Palomo-Iloro A. Evaluación del riesgo de caídas. Protocolos de valoración clínica. *Rev Esp Geriatr Gerontol* 2005;40:54-63.
- (88) de Moya MP, Bertomeu JB, Broseta MV. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitación* 2005;39(6):315-323.
- (89) Navarro C, Lázaro M, Cuesta F, Vitoria A, Roiz H. Métodos clínicos de evaluación de los trastornos del equilibrio y la marcha. En: Sociedad Española de Geriatria y Gerontología, Editores. Grupo de trabajo de caídas de la Sociedad Española de Geriatria y Gerontología: Evaluación del anciano con caídas de repetición. Madrid: Mapfre; 2001. p. 101-122.
- (90) Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* 1990 Nov;45(6):M192-7.
- (91) Roqueta C, de Jaime E, Miralles R, Cervera AM. Experiencia en la evaluación del riesgo de caídas. Comparación entre el test de Tinetti y el Timed Up & Go. *Rev Esp Geriatr Gerontol* 2007;42(6):319-327.

- (92) Gibbons WJ, Fruchter N, Sloan S, Levy RD. Reference values for a multiple repetition 6-minute walk test in healthy adults older than 20 years. *J Cardiopulm Rehabil* 2001;21(2):87-93.
- (93) Enright PL, McBurnie MA, Bittner V, Tracy RP, McNamara R, Arnold A, et al. The 6-min walk test: a quick measure of functional status in elderly adults. *Chest* 2003;123:387-398.
- (94) Jørstad EC, Hauer K, Becker C, Lamb SE. Measuring the psychological outcomes of falling: a systematic review. *J Am Geriatr Soc* 2005;53(3):501-510.
- (95) Yardley L, Beyer N, Hauer K, Kempen G, Piot-Ziegler C, Todd C. Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing* 2005 Nov;34(6):614-619.
- (96) Mendoza A, Santamaria T, Urrego V, Restrepo JP, García MC. Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. (Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literature). *CES Movimiento y Salud* 2013;1(1):29-43.
- (97) Collado S. La marcha: Historia de los procedimientos de análisis. *Rev BIOCENCIAS* 2004;2.
- (98) Studenski S. Gait and balance disorders. *Clin Geriatr Med* 1996;12:635-922.
- (99) Batchelor FA, Williams SB, Wijeratne T, Said CM, Petty S. Balance and gait impairment in transient ischemic attack and minor stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2015;24(10):2291-2297.
- (100) Mudge S, Stott NS. Outcome measures to assess walking ability following stroke: a systematic review of the literature. *Physiotherapy* 2007;93(3):189-200.
- (101) Jonsdottir J, Cattaneo D. Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(11):1410-1415.
- (102) 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.
- (103) Pang MY, Eng JJ, Dawson AS, McKay HA, Harris JE. A Community-Based Fitness and Mobility Exercise Program for Older Adults with Chronic Stroke: A Randomized, Controlled Trial. *J Am Geriatr Soc* 2005;53(10):1667-1674.
- (104) Eng JJ, Chu KS, Dawson AS, Kim CM, Hepburn KE. Functional walk tests in individuals with stroke: relation to perceived exertion and myocardial exertion. *Stroke* 2002 Mar;33(3):756-761.
- (105) Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with A Stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 1999;78(2):123-130.

- (106) Campbell GB, Matthews JT. An Integrative Review of Factors Associated With Falls During Post-Stroke Rehabilitation. *J Nurs Scholarsh* 2010;42(4):395-404.
- (107) Bogle LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther* 1996 Jun;76(6):576-583.
- (108) Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. Measuring Balance in the Elderly: Development and Validation of an Instrument. *Can J Public Health* 1992(83):7-11.
- (109) Muir SW, Berg K, Chesworth B, Speechley M. Use of the Berg Balance Scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study. *Phys Ther* 2008 Abr;88(4):449-459.
- (110) Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67(6):387-389.
- (111) 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):1641-1647.
- (112) Nutt JG. Classification of gait and balance disorders. *Adv Neurol* 2001;87:135-141.
- (113) Batchelor FA, Mackintosh SF, Said CM, Hill KD. Falls after stroke. *Int J Stroke* 2012;7(6):482-490.
- (114) Batchelor FA, Hill KD, Mackintosh SF, Said CM, Whitehead CH. The FLASSH study: protocol for a randomised controlled trial evaluating falls prevention after stroke and two sub-studies. *BMC neurology* 2009;9(1):1.
- (115) Roberto Alfonso González Rocabado. Análisis del Centro de Presión en Posturografía en Pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico. Chile: Universidad de Chile; 2004.
- (116) Ropper AHS, Maurice MA, Adams V, Delacy R, Ropper AH, Samuels MA. Capítulo 7: Trastornos de la bipedestación y la marcha. *Principios de neurología*. México DF: McGraw-Hill Interamericana; 2011. p. 100-108.
- (117) Cuadrado ÁA. Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento. *Galicia Clin* 2009;70(3):25-40.
- (118) Davidson I, Waters K. Physiotherapists working with stroke patients: a national survey. *Physiotherapy* 2000;86(2):69-80.
- (119) Rood MS. Neurophysiological reactions as a basis for physical therapy. *Phys Ther Rev* 1954 Sep;34(9):444-449.
- (120) Vojta V. The basic elements of treatment according to Vojta. Management of the motor disorders of children with cerebral palsy 1984;75.
- (121) Bobath B. Hemiplejía del adulto: Evaluación y tratamiento. Argentina: Ed. Médica Panamericana; 1999.

- (122) Brunnström S. Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach. : Facts and Comparisons; 1970.
- (123) Knott M, Voss DE. Proprioceptive neuromuscular facilitation: patterns and techniques. California: Hoeber Medical Division, Harper & Row; 1968.
- (124) Myers BJ, Ionta MK, Voss DE. Facilitación Neuromuscular Propioceptiva. Patrones y técnicas.; 2001.
- (125) Shepherd R, Carr J. An emergent or dynamical systems view of movement dysfunction. Aust J Physiother 1991;37(17):4-5.
- (126) Perfetti C. L'exercice thérapeutique cognitif pour la rééducation du patient hémiplégique. Elsevier Masson; 2001.
- (127) Belda-Lois J, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. J Neuroeng Rehabil 2011;8(1):66.
- (128) Carr J, Shepherd RB. Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance. Oxford: Butterworth-Heinemann 1998.
- (129) 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):409-417.
- (130) Chan DY, Chan CC, Au DK. Motor relearning programme for stroke patients: a randomized controlled trial. Clin Rehabil 2006 Mar;20(3):191-200.
- (131) Ernst E. A review of stroke rehabilitation and physiotherapy. Stroke 1990 Jul;21(7):1081-1085.
- (132) 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):1458-1465.
- (133) Smith JL, Smith LA, Zernicke RF, Hoy M. Locomotion in exercised and nonexercised cats cordotomized at two or twelve weeks of age. Exp Neurol 1982;76(2):393-413.
- (134) Kwakkel G, Wagenaar RC, Twisk JW, Lankhorst GJ, Koetsier JC. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial. The Lancet 1999;354(9174):191-196.
- (135) Threlkeld AJ, Cooper LD, Monger BP, Craven AN, Haupt HG. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. Gait Posture 2003;17(3):235-245.
- (136) Van Hedel HJ, Tomatis L, Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. Gait Posture 2006;24(1):35-45.

- (137) Hesse S, Helm B, Krajnik J, Gregoric M, Mauritz KH. Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. *J Neurol Rehabil* 1997;11(1):15-20.
- (138) Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(5):683-691.
- (139) Shepherd R, Carr J. Treadmill walking in neurorehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 1999;13(3):171-173.
- (140) Pollock A, Baer G, Campbell P, Choo PL, Forster A, Morris J, et al. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2014;4.
- (141) Rizzolatti G, Fadiga L, Gallese V, Fogassi L. Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Brain Res Cogn Brain Res* 1996;3(2):131-141.
- (142) Rizzolatti G, Craighero L. The mirror-neuron system. *Annu Rev Neurosci* 2004;27:169-192.
- (143) Iacoboni M. Imitation, empathy, and mirror neurons. *Annu Rev Psychol* 2009;60:653-670.
- (144) Ertelt D, Small S, Solodkin A, Dettmers C, McNamara A, Binkofski F, et al. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *Neuroimage* 2007;36:164-173.
- (145) Mukamel R, Ekstrom AD, Kaplan J, Iacoboni M, Fried I. Single-neuron responses in humans during execution and observation of actions. *Current biology* 2010;20(8):750-756.
- (146) Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook EW, 3rd, Fleming WC, Nepomuceno CS, et al. Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1993 Apr;74(4):347-354.
- (147) Hoare B, Wasiak J, Imms C, Carey L. Terapia de movimiento inducido por restricción para las extremidades superiores en niños con parálisis cerebral hemipléjica espástica. *La Biblioteca Cochrane Plus* 2008(2).
- (148) Díaz L, Pinel A, Gueita J. Terapia de movimiento inducido por restricción del lado sano. ¿ Alternativa en pacientes post-ictus? *Fisioterapia* 2011;33(6):273-277.
- (149) Prochnow D, Bermúdez i Badia S, Schmidt J, Duff A, Brunheim S, Kleiser R, et al. A functional magnetic resonance imaging study of visuomotor processing in a virtual reality-based paradigm: Rehabilitation Gaming System. *Eur J Neurosci* 2013;37(9):1441-1447.
- (150) Fernández F. Nuevas tecnologías en el ámbito socio sanitario para la promoción de la autonomía personal de personas con discapacidad sobrevenida. 2015; Available at: https://www.researchgate.net/profile/Francisco_Fernandez_Nistal/publication/281269045_Nuevas_tecnologas_en_el_mbito_sociosanitario_para_la_promocin_de_la_autonoma_de_pers

onas_con_discapacidad_sobreenida/links/55dd880c08aeb41644aef068.pdf. Accessed 02/07, 2016.

(151) Hidler J. What is next for locomotor-based studies? *J Rehabil Res Dev* 2005;42:11-14.

(152) 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 Jan;40(1):169-174.

(153) Hornby TG, Zemon DH, Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Phys Ther* 2005;85(1):52-66.

(154) Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *The Lancet* 2011;377(9778):1693-1702.

(155) Amigo L. Estudio de las fuerzas de interacción para la minimización de esfuerzos en rehabilitación robotizada [Tesis doctoral]. Universitat Politècnica de Catalunya; 2013.

(156) Hesse S, Uhlenbrock D, Werner C, Bardeleben A. A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(9):1158-1161.

(157) Moseley AM, Stark A, Cameron ID, Pollock A. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *The Cochrane Library* 2003.

(158) Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev* 2000;37(6):693.

(159) Henry A, Barrett A. Wii-habilitation and robotic exoskeletons: technology in physiotherapy. *R Coll Surg Irel Stud Med J* 2010;3:70-74.

(160) Pneumex. PneuWalker™ Unweighting System. 2015; Available at: <http://www.pneumex.com/Pneu-Walker2.html>. Accessed 10/11, 2016.

(161) Schmidt H, Hesse S, Bernhardt R, Krüger J. HapticWalker: a novel haptic foot device. *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)* 2005;2(2):166-180.

(162) Forrester LW, Roy A, Krebs HI, Macko RF. Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2011 May;25(4):369-377.

(163) Khanna I, Roy A, Rodgers MM, Krebs HI, Macko RM, Forrester LW. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2010;7(1):23.

(164) Roy A, Krebs HI, Patterson SL, Judkins TN, Khanna I, Forrester LW, et al. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on* (pp. 356-363). IEEE.

- (165) Capó-Lugo CE, Mullens CH, Brown DA. Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. *J Neuroeng Rehabil* 2012;9(1):80.
- (166) Patton J, Brown DA, Peshkin M, Santos-Munné JJ, Makhlin A, Lewis E, et al. KineAssist: design and development of a robotic overground gait and balance therapy device. *Top Stroke Rehabil* 2008;15(2):131-139.
- (167) Design of a series elastic-and Bowden cable-based actuation system for use as torque-actuator in exoskeleton-type training. *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on: IEEE; 2005.*
- (168) Veneman JF, Ekkelenkamp R, Kruidhof R, van der Helm, Frans CT, van der Kooij H. A series elastic-and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots. *Int J Rob Res* 2006;25(3):261-281.
- (169) Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Adv Rob* 2005;19(7):717-734.
- (170) Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on: IEEE; 2003.*
- (171) Lower Limb Exoskeletons: A Brief Review. *Conference on Mechanical Engineering and Technology (COMET- 2016), IIT (BHU), Varanasi, India; 2016.*
- (172) Farris RJ, Quintero HA, Murray SA, Ha KH, Hartigan C, Goldfarb M. A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2014;22(3):482-490.
- (173) Esquenazi A, Talaty M, Packel A, Saulino M. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 2012 Nov;91(11):911-921.
- (174) Spungen AM, Asselin P, Fineberg DB, Kornfeld SD, Harel NY. Exoskeletal-assisted walking for persons with motor-complete paraplegia. *Research and Technology Organization, Human Factors, and Medicine Panel: North Atlantic Treaty Organization* 2013.
- (175) Esquenazi A. New bipedal locomotion options for individuals with thoracic level motor complete spinal cord injury. *J.Spinal Res.Found* 2013;8(1):26-28.
- (176) Towards intelligent lower limb wearable robots: Challenges and perspectives-State of the art. *Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference on: IEEE; 2009.*
- (177) Kolakowsky-Hayner SA, Crew J, Moran S, Shah A. Safety and feasibility of using the Ekso™ bionic exoskeleton to aid ambulation after spinal cord injury. *J Spine* 2013;4:003.
- (178) Agrawal SK, Banala SK, Fattah A, Scholz JP, Krishnamoorthy V, Hsu W. A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg. In *Robotics: Science and Systems*. 2006.

- (179) Monzó AAB, Ibáñez MAM. Aplicación de la realidad virtual en la rehabilitación motora de los pacientes tras un Ictus: Una revisión bibliográfica. *Rev Fisioter (Guadalupe)* 2013;12(2):7-22.
- (180) Corbetta D, Imeri F, Gatti R. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *J Physiother* 2015;61(3):117-124.
- (181) Bayón M, Martínez J. Rehabilitación del ictus mediante realidad virtual. *Rehabilitación* 2010;44(3):256-260.
- (182) Milgram P, Kishino F. A taxonomy of mixed reality visual displays. *IEICE Trans Inf Syst* 1994;77(12):1321-1329.
- (183) Sergio Pérez. Rehabilitación Virtual Motora: una evaluación al tratamiento de pacientes con daño cerebral adquirido. Valencia: Universidad Politécnica de València; 2014.
- (184) Burdea G. Keynote address: Virtual rehabilitation-benefits and challenges. En *1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation (Mental Health, Neurological, Physical, Vocational) VRMHR*. sn, 2002. p. 1-11.
- (185) Weiss PL, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *J Neuroeng Rehabil* 2004;1(1):12.
- (186) Castañares W. Realidad virtual, mimesis y simulación. *Cuadernos de información y comunicación* 2011;16:59.
- (187) Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy. *Information Systems and Technologies (CISTI), 2010 5th Iberian Conference on: IEEE;* 2010.
- (188) Kharrazi H, Lu AS, Gharghabi F, Coleman W. A scoping review of health game research: past, present, and future. *Games Health J* 2012;1(2):153-164.
- (189) Deterding S, Khaled RN, Nacke L. "Gamification: Toward a definition," CHI 2011 gamification workshop. 2011.
- (190) Groh F. Gamification: State of the art definition and utilization. *Institute of Media Informatics Ulm University* 2012;39.
- (191) Burke JW, McNeill MD, Charles DK, Morrow PJ, Crosbie JH, McDonough SM. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *Vis Comput* 2009;25(12):1085-1099.
- (192) Ma M, Bechkoum K. Serious games for movement therapy after stroke. In *Systems, Man and Cybernetics, 2008. IEEE International Conference. 2008:1872-1877.*
- (193) Gil-Gómez J, Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J Neuroeng Rehabil* 2011;8(1):30.

- (194) Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychol Behav* 2005;8(3):187-211.
- (195) de Rooij IJ, van de Port, Ingrid GL, Meijer JG. Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Phys Ther* 2016;96(12):1905.
- (196) Laver KE, George S, Thomas S, Deutsch JE, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2015.
- (197) Chen L, Lo WLA, Mao YR, Ding MH, Lin Q, Li H, et al. Effect of Virtual Reality on Postural and Balance Control in Patients with Stroke: A Systematic Literature Review. *Biomed Res Int* 2016;2016.
- (198) Saposnik G, Cohen LG, Mamdani M, Pooyania S, Ploughman M, Cheung D, et al. Efficacy and safety of non-immersive virtual reality exercising in stroke rehabilitation (EVREST): a randomised, multicentre, single-blind, controlled trial. *Lancet Neurol* 2016;15(10):1019-1027.
- (199) Johnson D, Deterding S, Kuhn K, Staneva A, Stoyanov S, Hides L. Gamification for health and wellbeing: A systematic review of the literature. *Internet Interv* 2016;6:89-106.
- (200) Park SK, Yang DJ, Uhm YH, Heo JW, Kim JH. The effect of virtual reality-based eccentric training on lower extremity muscle activation and balance in stroke patients. *J Phys Ther Sci* 2016;28(7):2055-2058.
- (201) Yang S, Hwang WH, Tsai YC, Liu FK, Hsieh LF, Chern JS. Improving balance skills in patients who had stroke through virtual reality treadmill training. *Am J Phys Med Rehabil* 2011 Dec;90(12):969-978.
- (202) Jung J, Yu J, Kang H. Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. *Journal of Physical Therapy Science* 2013;24(11):1133-1136.
- (203) da Fonseca EP, da Silva, Nildo Manoel Ribeiro, Pinto EB. Therapeutic Effect of Virtual Reality on Post-Stroke Patients: Randomized Clinical Trial. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2016;26(1):94-100.
- (204) Pfurtscheller G, Müller GR, Pfurtscheller J, Gerner HJ, Rupp R. Control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neurosci Lett* 2003;351(1):33-36.
- (205) Ang KK, Guan C. Brain-computer interface in stroke rehabilitation. *J Comput Sci Eng* 2013;7(2):139-146.
- (206) JE Muñoz Cardona. Clasificación de patrones de imaginación motora en una interfaz cerebro computador de bajo costo usando software libre. Pereira (Colombia): Universidad Tecnológica de Pereira; 2014.

- (207) Serrano JI, del Castillo MD, Raya R, Bayón C, Rocon E, Martínez I, et al. BCI basado en la facilitación asociativa de la actividad cortical para el inicio de la marcha en Parálisis Cerebral. *Cognitive Area Networks* 2015;2(1):23.
- (208) Trincado F, López-Larraz E, Gil-Agudo Á. Métricas de neuroplasticidad basadas en interfaces cerebro-máquina. *Cognitive Area Networks* 2015;2(1):39.
- (209) Villa-Parra AC, Delisle-Rodríguez D, López-Delisc A, Bastosa TF, Frizera-Netoa A. Exploración de patrones de EMGs/EEG orientada al control de exoesqueletos de extremidad inferior. *Cognitive Area Networks* 2016;1(3):19.
- (210) Abril JF, Planelles D, Costa Á, Iáñez E, Azorín JM. Clasificación de cambios de dirección durante la marcha mediante el uso de señales electroencefalográficas. *Cognitive Area Networks* 2016;1(3):77.
- (211) World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA* 2013 Nov 27;310(20):2191-2194.
- (212) Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988;319(26):1701-1707.
- (213) Lobo A, Escobar V, Ezquerro J, Seva A. El mini-examen cognoscitivo. *Rev Psiquiatr Psicol Med Eur Am Lat* 1980;14:39-47.
- (214) Miquel JL, Agustí GM. Mini-examen cognoscitivo (MEC). *Revista española de medicina legal* 2011;37(3):122-127.
- (215) Howe T, Rochester L, Jackson A, Banks P, Blair V. Ejercicio para mejorar el equilibrio en personas mayores (Revision Cochrane traducida). *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2012 Issue 5. Art. No.: CD004963. DOI: 10.1002/14651858.CD004963.
- (216) 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):1989-1996.
- (217) 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.
- (218) Leipzig RM, Cumming RG, Tinetti ME. Drugs and Falls in Older People: A Systematic Review and Meta-analysis: I. Psychotropic Drugs. *J Am Geriatr Soc* 1999;47(1):30-39.
- (219) Nilsson L, Carlsson J, Danielsson A, Fugl-Meyer A, Hellstrom K, Kristensen L, et al. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clin Rehabil* 2001 Oct;15(5):515-527.

- (220) Sarasola K, Zuñil JC. Control postural y manejo de deformidades de cadera en la parálisis cerebral: revisión. *Fisioterapia* 2012;34(4):169-175.
- (221) Wilson DJ. Principles of gait rehabilitation and the efficacy of partial body-weight-supported training. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 2007;19(3):169-194.
- (222) Barbeau H, Wainberg M, Finch L. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 1987;25(3):341-344.
- (223) Werner C, Bardeleben A, Mauritz KH, Kirker S, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support and physiotherapy in stroke patients: a preliminary comparison. *Eur J Neurol* 2002;9(6):639-644.
- (224) Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(4):421-427.
- (225) Werner C, Von-Frankenberg S, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study. *Stroke* 2002 Dec;33(12):2895-2901.
- (226) Peurala SH, Tarkka IM, Pitkänen K, Sivenius J. The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(8):1557-1564.
- (227) Wernig A, Nanassy A, Müller S. Laufband (treadmill) therapy in incomplete paraplegia and tetraplegia. *J Neurotrauma* 1999;16(8):719-726.
- (228) Maple FW, Tong RK, Li LS. A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow-up. *Stroke* 2008 Jan;39(1):154-160.
- (229) Cherng RJ, Liu CF, Lau TW, Hong RB. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil* 2007 Jul;86(7):548-555.
- (230) Behrman AL, Lawless-Dixon AR, Davis SB, Bowden MG, Nair P, Phadke C, et al. Locomotor training progression and outcomes after incomplete spinal cord injury. *Phys Ther* 2005 Dec;85(12):1356-1371.
- (231) Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke* 1998 Jun;29(6):1122-1128.
- (232) 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 May;20(5):438-444.

- (233) Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud* 1990;12(1):6-9.
- (234) Witte US, Carlsson JY. Self-selected walking speed in patients with hemiparesis after stroke. *Scand J Rehabil Med* 1997 Sep;29(3):161-165.
- (235) Flansbjer UB, Holmback AM, Downham D, Patten C, Lexell J. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med* 2005 Mar;37(2):75-82.
- (236) Guyatt GH, Sullivan MJ, Thompson PJ, Fallen EL, Pugsley SO, Taylor DW, et al. The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure. *Can Med Assoc J* 1985 Apr 15;132(8):919-923.
- (237) Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meißner D, Pohl M. Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(10):1314-1319.
- (238) Botner EM, Miller WC, Eng JJ. Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disabil Rehabil* 2005;27(4):156-163.
- (239) Martínez-Gramage J, Pérez LO, Monzó LR, Gutierrez C, Gutierrez EC, Garriga TL, et al. Efecto del entrenamiento en cinta rodante sobre la marcha y el riesgo de caída en personas adultas con parálisis cerebral. *Fisioterapia* 2013;35(6):258-262.
- (240) Walker ML, Ringleb SI, Maihafer GC, Walker R, Crouch JR, Van Lunen B, et al. Virtual reality-enhanced partial body weight-supported treadmill training poststroke: feasibility and effectiveness in 6 subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91(1):115-122.
- (241) Curcio CL, Gómez JF. Validez convergente y de constructo de la escala de autoeficacia relacionada con caídas. *Rev Asoc Colomb Gerontol Geriatr* 2011;25(4):1558-1569.
- (242) Hellström K, Lindmark B, Fugl-Meyer A. The Falls-Efficacy Scale, Swedish version: does it reflect clinically meaningful changes after stroke? *Disabil Rehabil* 2002;24(9):471-481.
- (243) Heeren A, van Ooijen MW, Geurts AC, Day BL, Janssen TW, Beek PJ, et al. Step by step: a proof of concept study of C-Mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *J Rehabil Med* 2013;45(7):616-622.
- (244) Ada L, Dean CM, Vargas J, Ennis S. Mechanically assisted walking with body weight support results in more independent walking than assisted overground walking in non-ambulatory patients early after stroke: a systematic review. *J Physiother* 2010;56(3):153-161.
- (245) Franceschini M, Carda S, Agosti M, Antenucci R, Malgrati D, Cisari C, et al. Walking after stroke: what does treadmill training with body weight support add to overground gait

training in patients early after stroke?: a single-blind, randomized, controlled trial. *Stroke* 2009 Sep;40(9):3079-3085.

(246) Lohse KR, Hilderman CG, Cheung KL, Tatla S, Van der Loos, HF Machiel. Virtual reality therapy for adults post-stroke: a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy. *PloS one* 2014;9(3):e93318.

(247) Kim EK, Kang JH, Park JS, Jung BH. Clinical feasibility of interactive commercial Nintendo gaming for chronic stroke rehabilitation. *J Phys Ther Sci* 2012;24(9):901-903.

(248) Fritz SL, Peters DM, Merlo AM, Donley J. Active video-gaming effects on balance and mobility in individuals with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Top Stroke Rehabil* 2013;20(3):218-225.

(249) Morone G, Paolucci S, Cherubini A, De Angelis D, Venturiero V, Coiro P, et al. Robot-assisted gait training for stroke patients: current state of the art and perspectives of robotics. *Neuropsychiatr Dis Treat* 2017;13:1303.

(250) Viñas-Diz S, Sobrido-Prieto M. Virtual reality for therapeutic purposes in stroke: A systematic review. *Neurología (English Edition)* 2016;31(4):255-277.

(251) Krakauer JW, Shadmehr R. Consolidation of motor memory. *Trends Neurosci* 2006;29(1):58-64.

(252) Castillo Arceo D, Escobar E, Hermosillo J, Lara B. Modelado de un Sistema de Neuronas Espejo en un Agente Autónomo Artificial. *Nova scientia* 2013;5(10):51-72.

(253) Shadmehr R, Smith MA, Krakauer JW. Error correction, sensory prediction, and adaptation in motor control. *Annu Rev Neurosci* 2010;33:89-108.

(254) Wolpert DM, Diedrichsen J, Flanagan JR. Principles of sensorimotor learning. *Nat Rev Neurosci* 2011;12(12):739-751.

(255) Diedrichsen J, Hashambhoy Y, Rane T, Shadmehr R. Neural correlates of reach errors. *J Neurosci* 2005 Oct 26;25(43):9919-9931.

(256) Diedrichsen J, White O, Newman D, Lally N. Use-dependent and error-based learning of motor behaviors. *J Neurosci* 2010 Apr 14;30(15):5159-5166.

(257) Schinkel-Ivy A, Wong JS, Mansfield A. Balance Confidence Is Related to Features of Balance and Gait in Individuals with Chronic Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2017;26(2):237-245.

(258) Diedrichsen J, Shadmehr R, Ivry RB. The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends Cogn Sci (Regul Ed)* 2010;14(1):31-39.

(259) Izawa J, Shadmehr R. Learning from sensory and reward prediction errors during motor adaptation. *PLoS Comput Biol* 2011;7(3):e1002012.

- (260) Wolpert DM, Flanagan JR. Computations underlying sensorimotor learning. *Curr Opin Neurobiol* 2016;37:7-11.
- (261) Dean JC, Embry AE, Stimpson KH, Perry LA, Kautz SA. Effects of hip abduction and adduction accuracy on post-stroke gait. *Clin Biomech* 2017;44:14-20.
- (262) Lien WC, Cheng YH, Kuan TS, Zheng YL, Hsieh CH, Wang WF. Comparison of gait symmetry between poststroke fallers and nonfallers during level walking using triaxial accelerometry: A STROBE-compliant cross-sectional study. *Medicine (Baltimore)* 2017 Mar;96(9):e5990.
- (263) Song G, Ryu HJ. Effects of gait training with rhythmic auditory stimulation on gait ability in stroke patients. *J Phys Ther Sci* 2016;28(5):1403-1406.
- (264) Krishnan V, Khoo I, Marayong P, DeMars K, Cormack J. Gait Training in Chronic Stroke Using Walk-Even Feedback Device: A Pilot Study. *Neurosci J* 2016;2016.

11-Anexos

11. ANEXOS

ANEXO 1

Carta de solicitud de evaluación de pacientes del CEADAC para la elaboración de Estudio de Investigación.

Carlos González Alted
Director Médico del CEADAC
Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral
C/Río Bullaque N°1
28034 Madrid

Estimado Director Médico:

Nos dirigimos a usted para solicitar la colaboración en el CEADAC para la elaboración de un Estudio de Investigación titulado *"Eficacia de "GaitT-BASIC", como herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA)"*.

Los objetivos de la investigación son:

Evaluar el efecto de una novedosa herramienta de reeducación de la marcha, en personas con afectación de la misma y usuarias del CEADAC, tras sufrir Daño Cerebral Adquirido (DCA).

Para poder resolver esta pregunta de investigación necesitamos realizar un estudio con pacientes con daño cerebral adquirido como los que son atendidos en el CEADAC. Por lo tanto nos gustaría solicitar de su centro:

- Permiso para evaluar una serie de usuarios del CEADAC para completar la recogida de datos. En total necesitamos una muestra de **36** participantes. Cada usuario realizará un total de **16** sesiones, de **30** minutos de duración cada una.
- La posibilidad de utilizar las instalaciones del CEADAC para realizar dichas evaluaciones y sesiones de entrenamiento.
- Un coordinador dentro del centro que nos ayude a seleccionar y a citar a los usuarios necesarios para completar la recogida de datos.
- Que nos faciliten una serie de datos sociodemográficos y clínicos de cada participante que de otra forma no podríamos conocer a través de la evaluación directa.

Le adjuntamos la memoria detallada del estudio para que pueda evaluar la calidad científica de la misma y los pormenores de la investigación.

Quedamos a su disposición para aclarar cualquier duda.

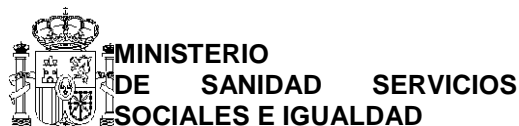
Fecha:

Oscar González Serrano
Fisioterapeuta del CEADAC
(Investigador)

Esperanza Villar López
(Investigadora)

ANEXO 2

Acuerdo de colaboración.



SECRETARÍA DE ESTADO
DE SERVICIOS SOCIALES
E IGUALDAD



CEADAC
CENTRO ESTATAL
DE ATENCIÓN AL
DAÑO CEREBRAL

INSTITUTO
DE MAYORES Y
SERVICIOS SOCIALES

Se otorga permiso a Don. Oscar González Serrano con DNI. 11822293v y a Doña Esperanza Villar López con DNI. 01184008z (a partir de este momento, ambos, Los investigadores del estudio) para evaluar 36 usuarios del CEADAC con el objetivo de poder realizar el estudio de investigación.

Se ha asignado como coordinador que le asista en esta tarea a D. Carlos González Alted, Director Médico del CEADAC (a partir de este momento El coordinador del CEADAC).

El Coordinador del CEADAC se compromete a:

Primero: Asistir a Los investigadores del estudio en la organización de la evaluación. Selección de usuarios, citación de los usuarios y búsqueda de un lugar adecuado para la evaluación.

Segundo: Asistir a Los investigadores del estudio en la consecución de los datos sociodemográficos y clínicos acordados previamente y que no pueden conseguir los investigadores del estudio de manera directa.

Tercero: Orientar en una sesión informativa a Los investigadores del estudio sobre el tipo de usuarios, cantidad de muestra y tipo de alteraciones que presentan los usuarios para que, si lo necesitara, pudiera ajustar las hipótesis y planteamientos de su investigación a las posibilidades reales de evaluación que ofrece el CEADAC.

Cuarto: Salvaguardar los intereses de los usuarios y del propio CEADAC y finalizar el estudio en el momento que observe conductas poco éticas, falta de diligencia por parte de Los investigadores del estudio o cualquier conducta indicadora de incumplimiento del presente acuerdo.

Los investigadores del estudio se comprometen a:

Primero: No evaluar a ningún paciente cuya familia y el propio paciente no haya firmado el consentimiento informado.

Segundo: Cesar la evaluación de cualquier usuario que así lo solicite, aunque la evaluación haya comenzado, de acuerdo con lo establecido en el consentimiento informado.

Tercero: Recoger de manera personal y fidedigna todos los datos necesarios para su estudio y no recibiendo ayuda, asistencia o acompañamiento en ningún caso de ninguna persona no autorizada por el CEADAC para dicho fin.

Cuarto: Comportarse en todo momento de manera diligente, demostrando puntualidad, discreción, y máxima sensibilidad en el trato a los usuarios evaluados.

Quinto: No utilizar en ningún caso, sin la autorización del CEADAC los datos recogidos por Los investigadores para el estudio, con otros fines, investigaciones o proyectos.

Sexto: Respetar en todo caso la política de confidencialidad del CEADAC:

- No compartiendo información personal de los usuarios con personas externas.
- No recogiendo datos ni preguntando información no relevante a la investigación.
- No recogiendo ningún tipo de información audiovisual de los usuarios.

Séptimo: Incluir en su estudio de investigación y en subsiguientes publicaciones en las que se utilicen los datos recogidos en el CEADAC una mención de agradecimiento para el CEADAC-IMSERSO.

Octavo: Solicitar permiso al CEADAC en caso de querer publicar los datos del presente estudio en una revista científica y ofrecer al coordinador del CEADAC la posibilidad de colaborar en la elaboración de dicha publicación a cambio de incluirle en la lista de autores.

Fecha:

Carlos González Alted
Director Médico del CEADAC

Oscar González Serrano
Fisioterapeuta del CEADAC
(Investigador)

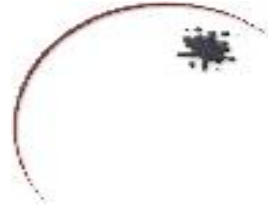
Esperanza Villar López
(Investigadora)

ANEXO 3

Carta previa, de presentación del Estudio a los pacientes.



SECRETARÍA DE ESTADO DE POLÍTICA SOCIAL,
FAMILIAS Y ATENCIÓN A LA DEPENDENCIA Y A
LA DISCAPACIDAD



**CEADAC
CENTRO ESTATAL DE
ATENCIÓN AL DAÑO
CEREBRAL**

**INSTITUTO
DE MAYORES Y
SERVICIOS SOCIALES**

Estimado/a _____

En CEADAC, junto con la empresa SIASS s.l., de Madrid estamos realizando un estudio con el objetivo de conocer la utilidad de "GaitT-BASIC", como novedosa herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA)".

Las mediciones de las pruebas de la investigación se integrarán en el programa de terapias habitual de los usuarios y no supondrán más modificaciones ni perjuicio en sus tratamientos.

Siguiendo los protocolos de nuestro centro, al llevar a cabo una investigación, tenemos que pedirnos que firméis un consentimiento para que estéis informados.

Al firmarlo indicáis que queréis colaborar con la investigación y pasaréis a formar parte del estudio. En cualquier momento podréis daros de baja si lo consideráis necesario.

Si tenéis cualquier duda no dudéis en preguntarnos. Leéroslo con tranquilidad y firmad con total libertad.

Atentamente,

Carlos González Alted
Director Médico

ANEXO 4

Consentimiento informado para investigaciones en el CEADAC

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del Estudio:

Eficacia de "GaitT-BASIC", como herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA).

Lugar de realización:

Centro Estatal de Atención al Daño Cerebral (CEADAC), Madrid.

Propósito del Programa: Evaluar el efecto de una novedosa herramienta de reeducación de la marcha, en personas con afectación de la misma y usuarias del CEADAC, tras sufrir Daño Cerebral Adquirido (DCA).

Riesgos

Este programa no conlleva ningún riesgo para el usuario, fuera de los riesgos "comunes" asociados a su situación física actual.

Criterios de inclusión en el programa

La participación en el programa es completamente voluntaria para el usuario.

Los coordinadores de equipo decidirán qué usuarios cumplen los criterios para la inclusión en el programa, según los requisitos estipulados en el Estudio de investigación.

Derecho al abandono del programa:

La participación en el programa podrá ser revocada en cualquier momento del proceso por parte del usuario. En caso de querer abandonar el protocolo, deberá comunicársele a los coordinadores del equipo.

La participación de un usuario en el programa puede ser interrumpida por los coordinadores si lo consideran necesario. En dicho caso se comunicará a la familia los motivos de la interrupción.

Compromisos:

Este programa implica una elevada inversión de tiempo y recursos por parte del Centro y de los investigadores. Por ello, las personas que deseen participar en el programa deben realizar las pruebas necesarias para poder llevar a cabo el estudio que se está realizando.

El Usuario D. _____

Marque con una X

Í Estudio sobre "Eficacia de "GaitT-BASIC", como herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA)".

Í He leído, se me han explicado y he comprendido las implicaciones que conlleva la participación en dicho estudio

Í *Estoy motivado para colaborar en dicho estudio.*

Í *Deseo participar en el Estudio sobre el diagnóstico diferencial entre la apatía y depresión en el daño cerebral adquirido.*

El Familiar Responsable D. _____

Marque con una X

Í **Me han informado acerca del Estudio sobre “Utilización de “GaitT-BASIC”, como herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA)”.**

Í *He leído y comprendido las implicaciones que conlleva la participación en dicho estudio.*

Í *Voy a apoyar a mi familiar y al equipo de rehabilitación en la medida que sea posible con el objeto de que mi familiar participe en el Estudio de manera satisfactoria.*

Í **Estoy de acuerdo en que mi familiar participe en el Estudio sobre “Eficacia de “GaitT-BASIC”, como herramienta complementaria para la disminución del riesgo de caídas en personas que han sufrido Daño Cerebral Adquirido (DCA)”.**

Los Investigadores, D. Óscar González Serrano y D^a. Esperanza Villar López.
El Coordinador del CEADAC, D. Carlos González Alted.

Madrid a ____ de _____ de 2013

Fdo. Usuario

Fdo. Familiar

Fdo. Coordinador
(Carlos González)

Fdo. Investigador
(Óscar González)

Fdo. Investigador
(Esperanza Villar)

NOTA: Se harán tres copias del consentimiento informado una será para el CEADAC, otra para el investigador y la otra tercera, para el usuario y sus familiares.

ANEXO 5

Formulario de toma de datos para la validación del sistema GAIT TRACER

Nombre:

Fecha pre-test:

Fecha de la lesión:

Fecha pos-test:

Código:

Fecha pos-1mes:

Ingreso en CEADAC:

Tinetti

	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES
Tinetti (equilibrio)			
Tinetti (marcha)			
TOTAL:			

Test MEC-30 (Lobo)

TOTAL:	
--------	--

Timed up and go

	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES
Tiempo total (seg.)			

Berg

	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES
Puntuación total			

Gait Velocity Test. Test velocidad de la marcha (10 metros)

- Con ayuda técnica
 Sin ayuda técnica

	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES
Tiempo total (seg.)			

Suspensión del 40% de peso corporal (arnés + dinamómetro) sobre la cinta

	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES

Test de marcha 6 minutos (resistencia)

Metros	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240	260	280	300	320	340	360
PRE-TEST																		
	380	400	420	440	460	480	500	520	540	560	580	600	620	640	660	680	700	720
POST-TEST																		
	380	400	420	440	460	480	500	520	540	560	580	600	620	640	660	680	700	720
POST-1MES																		
	380	400	420	440	460	480	500	520	540	560	580	600	620	640	660	680	700	720

Escala Funcional Ambulation Categories (FAC)

Niveles de capacidad	Caracteres	PRE-TEST	POST-TEST	POST-1MES
Nivel: 0	Marcha nula o con ayuda física de 2 persona.			
Nivel: 1	Marcha con gran ayuda física de una persona.			
Nivel: 2	Marcha con un ligero contacto físico con una persona.			
Nivel: 3	Marcha sólo, pero necesita supervisión de una persona			
Nivel: 4	Marcha independiente en terreno llano, pero no en escalera.			
Nivel: 5	Marcha en terrenos irregulares.			

Falls Efficacy Scale (FES)

¿Qué confianza tiene Ud. en realizar cada una de las siguientes actividades?

Actividad	Mucha 3	Regular 2	Poca 1	Ninguna 0
Vestirse y desvestirse				
Tomar un baño o ducha				
Subir o bajar escaleras				
Levantarse o sentarse en una silla				
Caminar por el barrio				
Ir de compras				
Preparar comidas simples				
Coger cosas de los estantes o armarios (altas y bajas)				
Responder rápidamente al teléfono				
Limpiar la casa				
Puntaje total PRE-TEST				
Puntaje total POST-TEST				
Puntaje total POST-1MES				

ANEXO 6

Anexo 6. Hoja de registro sesiones de entrenamiento

Nombre y Apellidos: _____ Tto: _____ Código: _____
 Fecha Valoración escalas Pre: _____ Post: _____ Fecha inicio: _____

SESIÓN	FECHA	Completa la prueba (SI/NO)	Tiempo completado (en caso de NO realizar prueba completa)	Nº Fallos	Suspensión del peso Corporal (SI/NO)	Velocidad	Suspensión del peso Corporal (Peso kg.)
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							
9							
10							
11							
12							
13							
14							
15							
16							

12-Índice de Tablas

12. TABLAS

	Pág.
Tabla 0. Datos Demográfico-Clínicos.....	124
Tabla 1. Pruebas de Normalidad de las medidas PRE.....	125
Tabla 2. Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas PRE de ambos grupos....	125
Tabla 3. Diferencias de la medida “PRE”, para el grupo GaitTracer y el grupo de Control.....	126
Tabla 4. Resultados de los tests estadísticos para las diferencias de las medidas PRE entre los dos Grupos.....	127
Tabla 5. Pruebas de Normalidad de las medidas POST.....	128
Tabla 6. Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas PRE y POST de ambos grupos.....	128
Tabla 7. Diferencias entre las medidas “PRE” y “POST”, para el grupo GaitTracer y el grupo de Control.....	129
Tabla 8. Resultados de los tests estadísticos para las diferencias de las medidas POST-PRE para el grupo Gait Tracer.....	130
Tabla 9. Resultados de los tests estadísticos para las diferencias de las medidas POST-PRE para el grupo Control.....	130
Tabla 10. Pruebas de Normalidad de las medidas diferencia (POST-PRE).....	131
Tabla 11. Pruebas de Homocedasticidad entre las diferencias POST-PRE entre ambos grupos.....	131
Tabla 12. Diferencias de las diferencias POST-PRE entre el grupo GaitTracer y el grupo de Control.....	132
Tabla 13. Resultados de los tests estadísticos para las diferencias de las mejoras POST-PRE entre ambos grupos de estudio.....	132
Tabla 14. Número de pacientes con una mejora PRE/POST por encima de la media para cada una de las escalas y grupos de estudio.....	135
Tabla 15. Correlaciones entre las medidas PRE y las diferencias POST-PRE para el grupo Gait Tracer.....	138
Tabla 16. Correlaciones entre las medidas PRE y las diferencias POST-PRE para el grupo de Control.....	139
Tabla 17. Pruebas Normalidad de las medidas POST 1 mes.....	140
Tabla 18. Pruebas de Homocedasticidad entre las medidas POST 1 mes -POST ambos grupos.....	140

13-Índice de Figuras

13. FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Esquema del ciclo de marcha (adaptación propia).....	54
Figura 2. Longitud del paso y Amplitud de base.....	55
Figura 3. Modalidades de conexión del sistema Gait Tracer®.....	84
Figura 4. Ejemplo de montaje de un sistema con Gait Tracer®.....	85
Figura 5. Interfaz principal.....	86
Figura 6. Cuadro de controles.....	87
Figura 7. Visión gráfica de la configuración.....	88
Figura 8. Presentación de la sesión de trabajo.....	89
Figura 9. Gráfica de sesión, sobre línea de tiempo.....	89
Figura 10. Registro de actividad.....	90
Figura 11. Barra de herramientas.....	90
Figura 12. Acceso a gestión de sesiones.....	90
Figura 13. Detalle de la Galería de sesiones.....	91
Figura 14. Acceso a gestión de configuraciones.....	92
Figura 15. Panel de control manual en tiempo real.....	92
Figura 16. Calibración del sistema.....	93
Figura 17. Detalle de la calibración sobre la cinta de marcha.....	94
Figura 18. Ventana de introducción de datos de calibración.....	94
Figura 19. Ejemplo de visualización en “modo manual”.....	95
Figura 20. Ejemplos de sesiones.....	97
Figura 21. Proceso de enmascaramiento.....	109
Figura 22. Diseño del Estudio.....	114
Figura 23. Cronograma de trabajo.....	114
Figura 24. Histogramas de las diferencias POST-PRE para los dos grupos por separado-1. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	133
Figura 25. Histogramas de las diferencias POST-PRE para los dos grupos por separado-2. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	134
Figura 26. Diagramas de caja para las diferencias POST-PRE para los dos grupos-1. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	136
Figura 27. Diagramas de caja para las diferencias POST-PRE para los dos grupos-2. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	137
Figura 28. Diagramas de caja para las diferencias POST-POST 1 mes para los dos grupos-1. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	145
Figura 29. Diagramas de caja para las diferencias POST-POST 1 mes para los dos grupos-2. G_GT: Grupo Gait Tracer; G_C: Grupo Control.....	146

A handwritten signature in blue ink on a white rectangular background. The signature is stylized and appears to read "Óscar G." with a long horizontal line extending from the end.

Fdo.: Óscar González Serrano

