

TESIS DOCTORAL 2019

VALORACIÓN DE LA MARCHA ASISTIDA CON BASTONES DE ANTEBRAZO: DISEÑO DE MÉTODOS OBSERVACIONAL Y TECNOLÓGICO. ANÁLISIS INNOVADOR DE PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES DEL PASO

MARÍA DEL CARMEN RIDAO FERNÁNDEZ

DIRECTORES:

PROFA. DRA. DÑA. GEMA CHAMORRO MORIANA

PROF. DR. D. JOAQUÍN OJEDA GRANJA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA SALUD



AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Gema Chamorro, por darme la oportunidad de adentrarme en el mundo de la investigación, por guiarme y enseñarme, por su dedicación e inestimable ayuda.

Al Dr. Joaquín Ojeda, por su dedicación, sus esclarecedoras explicaciones y sus consejos.

A mi familia, por ayudarme incondicionalmente, por quererme, apoyarme, compartir mis proyectos y creer siempre en mí.

A Javier, por acompañarme en cada momento de este camino, por comprenderme, escucharme y tener una posible solución a cualquier problema. No puedo imaginar lo difícil que habría sido esto sin ti.

A mis amigas, las de siempre, por todos los consejos con un café, por escucharme, ayudarme a relativizar y ser capaces de dibujar una sonrisa en cualquier momento amargo. Sete, gracias por tu valiosa creatividad. Nazaret, gracias por escucharme y por darme luz en cada momento compartido.

A todas las personas que en cualquier ámbito de mi vida y de mi profesión han depositado su confianza en mí. Todas ellas me han dado valor para continuar en este camino.

ÍNDICE

RESUMEN.....	6
1. INTRODUCCIÓN.....	8
1.1 LA MARCHA HUMANA	8
1.1.1 El ciclo de la marcha	9
1.1.2 Los parámetros del paso	10
1.2 REEDUCACIÓN DE LA MARCHA	12
1.2.1 Marcha asistida: dispositivos de ayuda	13
1.3 ANÁLISIS DE LA MARCHA.....	19
1.3.1 Análisis observacional o clínico	21
1.3.2 Análisis biomecánico de la marcha.....	24
1.3.3 Análisis de la marcha mediante medios tecnológicos	25
1.3.4 Valoración de la marcha asistida.....	28
2. OBJETIVOS.....	37
2.1 OBJETIVO GENERAL.....	37
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	37
3. RESULTADOS.....	38
3.1 ESTUDIOS PRELIMINARES.....	38
3.1.1 Comunicación oral sobre innovación tecnológica en el análisis de la marcha asistida como tarea doble.....	38
3.1.2 Comunicación oral sobre la influencia de la carga aplicada sobre bastones de antebrazo en la biomecánica de la marcha asistida unilateral	39
3.2 ESTUDIOS PRESENTADOS EN LA TESIS	40
3.2.1 Reliability and validity study of the Chamorro Assisted Gait Scale for people with sprained ankles, walking with forearm crutches.....	40
3.2.2 Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study.....	41

3.2.3 Analysis of spatial and temporal step parameters during crutch-assisted gait as a dual task: a pilot study	41
3.3 RELACIÓN ENTRE LOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS Y LOS ESTUDIOS DEL COMPENDIO	42
4. DISCUSIÓN.....	43
4.1. Diseño, desarrollo y validación de la escala CHAGS de valoración observacional de la marcha asistida.....	45
4.1.1 Contenido de la escala	46
4.1.2 Aplicación clínica e interpretación	48
4.2. Análisis de la influencia de la carga ejercida sobre un bastón de antebrazo en los parámetros espaciotemporales del paso durante la marcha asistida	49
4.2.1 Efectos sobre los parámetros espaciotemporales del paso.....	50
4.2.2 Progresión de la marcha asistida bilateral a unilateral	51
4.3. Análisis de los parámetros espaciotemporales del paso durante la marcha asistida como tarea doble (dual-task)	52
4.3.1 Cambios producidos en los parámetros espaciotemporales del paso	54
4.3.2 Influencia de la dominancia en la marcha asistida unilateral como tarea doble.....	55
4.3.4 Relación entre el efecto de la inclusión de un bastón y el aumento de la carga aplicada en la marcha asistida	56
4.4 Efectos sobre la simetría de la marcha	56
4.5 Limitaciones y prospectiva	59
5. CONCLUSIONES.....	60
6. REFERENCIAS.....	62
7. ANEXO: AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO	78

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. Fases del ciclo de la marcha.....	10
FIGURA 2. Parámetros espaciales del paso: longitud del paso, longitud de zancada, ancho del paso y ángulo del paso.....	12
FIGURA 3. Bastón de antebrazo.....	16
FIGURA 4. Marcha asistida unilateral en dos tiempos, con apoyo simultáneo de talón y bastón.....	16
FIGURA 5. Cámara infrarroja de captura del movimiento de Vicon.....	29
FIGURA 6. Cámaras del Sistema Vicon dispuestas para una grabación.	30
FIGURA 7. Protocolo de marcadores para la recogida de datos.....	31
FIGURA 8. Interfaz tridimensional de Vicon Nexus: visualización de las cámaras y del pasillo de marcha.	32
FIGURA 9. Imagen de la interfaz Vicon Nexus reconstruida.....	33
FIGURA 10. Etiquetado de marcadores.....	33
FIGURA 11. Relación entre los objetivos específicos y los estudios del compendio.	42

RESUMEN

La reeducación de la marcha es parte fundamental del tratamiento de multitud de pacientes en Fisioterapia. Para este proceso de recuperación resulta imprescindible la valoración, tanto inicial, como evolutiva y final. Con el fin de valorar esta función motriz, se ha diseñado una gran variedad de herramientas. Por un lado, las escalas de valoración visual, basadas en el examen observacional. Estos procedimientos están disponibles para su empleo en cualquier ámbito asistencial o investigador, aunque tienen limitaciones como la falta de validación de muchos de ellos. Por otro lado, sofisticados sistemas tecnológicos, que aportan información fiable y objetiva para caracterizar el movimiento. Estos dispositivos cuentan, a pesar de ello, con limitaciones como un alto coste económico o un elevado nivel de destreza en su empleo. La combinación de los sistemas observacionales y tecnológicos con objeto de valorar la marcha asistida es llevada a cabo de forma novedosa en esta Tesis Doctoral. Así se complementan los beneficios de ambos métodos para lograr una evaluación completa, objetiva, analítica y global de la marcha asistida del paciente. Este estudio se centra en la marcha asistida con bastones de antebrazo en dos tiempos por ser una modalidad frecuentemente empleada durante la reeducación de la marcha de pacientes que precisan descargar un miembro inferior afecto a causa de una lesión musculoesquelética. De este modo, el objetivo principal de esta Tesis fue diseñar, desarrollar y validar nuevas herramientas de valoración, observacional y tecnológica complementarias, en la marcha asistida con bastones de antebrazo para descargar un miembro inferior afecto debido a una lesión musculoesquelética; así como analizar los parámetros espaciotemporales del paso mediante protocolos innovadores.

El abordaje de este propósito se realiza en el marco de una Tesis por Compendio de tres publicaciones científicas. Así, el primer estudio del compendio presenta la creación, desarrollo y validación de la herramienta *Chamorro Assisted Gait Scale (CHAGS)*, la primera escala de valoración observacional de la marcha asistida con bastones de antebrazo. El segundo artículo contiene el análisis del comportamiento de los parámetros

espaciotemporales del paso en base a la influencia de las diferentes cargas aplicadas sobre el bastón. Para ello, es empleado un protocolo de valoración innovador que combina un sistema de análisis de movimiento en 3D junto con bastones instrumentados. Ambos sistemas han sido también utilizados en la tercera y última publicación, que expone el análisis de la marcha asistida con un bastón de antebrazo como tarea doble, en la que el bastón supone un efecto distractorio para la marcha del usuario.

Los resultados obtenidos han indicado que la escala CHAGS diseñada, constituye un método válido y fiable para analizar la marcha asistida con bastones de antebrazo de pacientes que padecen esguince de tobillo; y ha permitido corroborar que el 10% del peso corporal es la descarga máxima que un usuario puede ejercer con un solo bastón. A partir de esa cantidad la marcha asistida debe ser bilateral. Además, el empleo de un solo bastón de antebrazo contralateral llevó a una reducción de la longitud del paso y la velocidad, acompañadas de un aumento del tiempo del paso. Por último, la marcha asistida unilateral resultó ser más efectiva cuando el bastón era portado por la mano dominante.

Como conclusión, estos hallazgos permitieron identificar aspectos relevantes a los que se debe prestar especial atención para una correcta reeducación de la marcha en los ámbitos clínico y científico. En este sentido, la optimización del proceso de reeducación de la marcha conllevará una mayor eficacia de las intervenciones en Fisioterapia, consiguiendo reducir los tiempos de tratamiento y evitar posibles recaídas en la lesión.

1. INTRODUCCIÓN

La marcha bípeda es considerada como una de las adaptaciones evolutivas más importantes del ser humano, debido a que permitió el uso libre de las manos al caminar(1). Este proceso funcional esencial se produce como resultado de la integración entre los sistemas musculoesquelético, neurológico y articular(2-4). Todos ellos deben ser considerados, por tanto, en la evaluación y reeducación de la marcha de los pacientes con alteraciones de esta función.

1.1 LA MARCHA HUMANA

La efectiva interacción de los sistemas que intervienen en la marcha posibilita el desplazamiento del individuo, cuyo peso es cargado de manera alternativa por ambos miembros inferiores(5,6). Cuando la masa corporal es soportada sobre el miembro de apoyo, la extremidad inferior contralateral se balancea preparándose para el siguiente apoyo. Uno de los pies se encuentra siempre en contacto con el suelo y, en el periodo de transferencia de peso del miembro inferior atrasado al adelantado existe un intervalo breve de tiempo en el que ambos pies contactan con el suelo(7).

La secuencia de la marcha está conformada por una cascada de circunstancias con un sistema de retroalimentación o biofeedback que son activados a tiempo real(8). Los sistemas que participan de esta función, y que deben permanecer en equilibrio, son: tres sistemas sensoriales aferentes (visual, vestibular y propioceptivo), un sistema locomotor eferente (músculos, tendones, articulaciones, huesos y nervios periféricos) y el sistema nervioso central. Este último se encarga del control estricto del proceso, en el que intervienen el cerebelo, los ganglios basales y mecanismos corticales(1,9-11).

El mantenimiento de la alineación corporal y de la estabilidad en el campo gravitacional, la reacción ante perturbaciones externas y el apoyo mecánico para la acción permiten el adecuado control postural durante la marcha(12). Mecanismos espinales y corticales, además de los mencionados

sistemas visual, vestibular y propioceptivo, contribuyen al mantenimiento de una postura estable(10,13). Así, la actividad coordinada de estas estructuras hace posible el intercambio entre estabilidad y movimiento necesario para que se lleve a cabo la marcha normal(4,8).

La marcha es asumida como una actividad cíclica, compuesta por una sucesión de pasos. Esta perspectiva permite ajustar su análisis a un único ciclo que, debidamente seleccionado, constituye una muestra representativa de la marcha del paciente.

1.1.1 El ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha o zancada se define como el conjunto de acontecimientos que tienen lugar entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie sobre el suelo(1,14).

Durante el ciclo de la marcha, cada miembro inferior pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación (Figura 1). La fase de apoyo tiene comienzo con el contacto inicial, que generalmente se produce a través del talón, y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación comienza con el despegue del antepié y concluye cuando se realiza el consecutivo contacto con el suelo. La fase de doble apoyo, por su parte, comprende el intervalo de tiempo en el que ambos pies se encuentran en contacto con el suelo(7,8,15).

Durante la marcha, el centro de gravedad realiza un movimiento sinuoso, encontrándose en el punto más elevado en la fase de apoyo monopodal. Esta fase se corresponde con el momento de menos equilibrio, en la que el centro de gravedad se localiza fuera de la base de sustentación y representa aproximadamente el 80% del ciclo de la marcha. Durante la fase de doble apoyo, el centro de gravedad se encuentra en su punto más bajo, e incluido dentro de la base de sustentación del individuo(8,16).

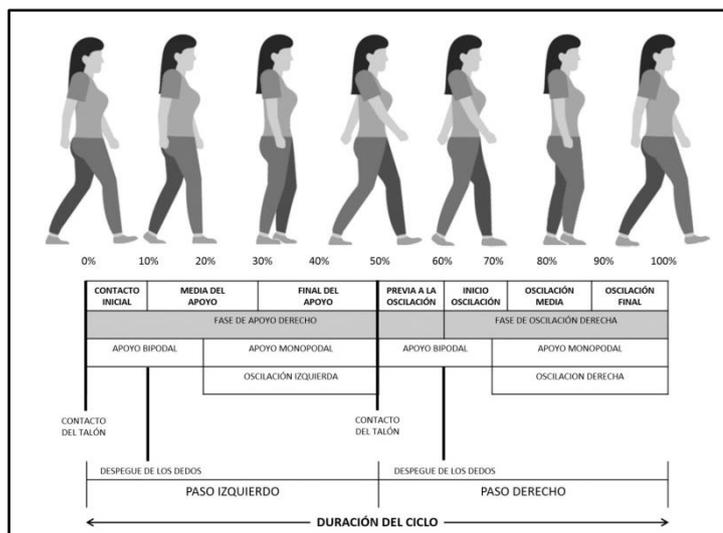


FIGURA 1. Fases del ciclo de la marcha(1,4,7).

El ciclo de la marcha o zancada se descompone en el paso como unidad de referencia(17,18). Un paso derecho y un paso izquierdo conforman cada ciclo de la marcha. Esta unidad será tomada como base para el establecimiento del análisis realizado en los estudios presentados en el Compendio de esta Tesis Doctoral.

1.1.2 Los parámetros del paso

Los parámetros que se definen para caracterizar la marcha pueden ser agrupados según su relación con el tiempo y con el espacio.

Como ha sido expuesto en el apartado 1.1.1, cada ciclo de la marcha o zancada está compuesto por dos pasos, uno izquierdo y uno derecho. Ambas unidades, tanto la zancada como el paso, son tomadas como referencia para la medición y análisis de los parámetros que intervienen en la marcha.

Entre los **parámetros temporales** del paso, se encuentran: el tiempo del paso, el periodo de zancada, la cadencia y la velocidad.

- El tiempo del paso es el intervalo de tiempo transcurrido entre el contacto inicial de un pie y el contacto inicial del pie contralateral(19).
- El periodo de zancada se define como el tiempo transcurrido entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie.

- La cadencia hace referencia al número de pasos ejecutados en una unidad de tiempo. Es decir, el ritmo de la marcha. Habitualmente, se emplean las unidades de pasos por segundo (pasos/s) y pasos por minuto (pasos/min) para medir la cadencia(1,20).
- La velocidad de la marcha es la relación entre la distancia recorrida en la dirección de la marcha por unidad de tiempo. Se puede calcular como producto de la multiplicación entre la longitud del paso y la cadencia. Habitualmente, la velocidad es expresada en metros por segundo (m/s), metros por minuto (m/min) o metros por hora (m/h)(1,20).

Los **parámetros relacionados con el espacio** comprenden: la longitud del paso, la longitud de zancada, el ancho y el ángulo del paso (Figura 2).

- La longitud del paso es la distancia lineal que se extiende entre el contacto inicial de un talón y el sucesivo contacto inicial del talón contralateral(19,20). Por tanto, la longitud de zancada es la distancia medida entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie. Es decir, se trata de la suma entre la longitud del paso del pie izquierdo y la longitud del paso del pie derecho. Cuanto más similares sean las longitudes del paso de ambos miembros inferiores, más simétrica será la marcha(19,20).
- El ancho del paso se define como la distancia lateral entre ambos pies en el eje perpendicular a la dirección de la marcha para un paso determinado. Esta medida suele tomarse entre los puntos medios de los talones(1,19,20).
- El ángulo del paso hace referencia al ángulo medido entre el eje longitudinal del pie y la dirección de la progresión de la marcha(19).

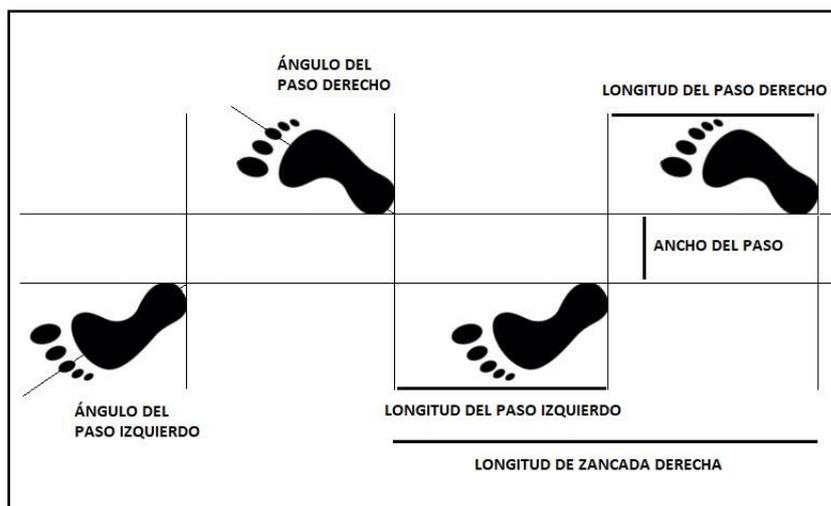


FIGURA 2. Parámetros espaciales del paso: longitud del paso, longitud de zancada, ancho del paso y ángulo del paso.

La definición de estos parámetros temporales y espaciales permite detectar, analizar y abordar las alteraciones que se producen como consecuencia de factores influyentes en la marcha, tales como: la edad, la estatura, el dolor o la posición de las diferentes estructuras osteoarticulares(19,21).

1.2 REEDUCACIÓN DE LA MARCHA

La reeducación de la marcha es realizada frecuentemente por los fisioterapeutas en el ámbito clínico(22,23) y constituye una parte esencial de un gran abanico de tratamientos(2,23). Numerosos pacientes traumatológicos, como los que son intervenidos quirúrgicamente de tobillo o rodilla, o los que siguen un tratamiento conservador después de lesiones musculoesqueléticas como esguinces ligamentosos o roturas musculares de miembro inferior precisan de un trabajo específico de reeducación de la marcha dentro de su proceso de recuperación funcional(21,22,24). En el campo de la geriatría y la neurología, la reeducación de la marcha es también un elemento muy presente debido a que diversas patologías como Parkinson, parálisis cerebral o ictus, dan lugar a alteraciones en esta función(25–29).

La necesidad de establecer unos objetivos terapéuticos en el ámbito de reeducación de la marcha hace imprescindible la valoración de esta función motriz. Sólo a través de mecanismos de valoración eficaces y objetivos se puede conocer el estado inicial del paciente, elegir el tratamiento adecuado según sus necesidades y evaluar el efecto del tratamiento aplicado. La disponibilidad de estos medios de valoración permite además comparar la efectividad de diferentes terapias y desarrollar nuevos métodos de tratamiento.

1.2.1 Marcha asistida: dispositivos de ayuda

Cuando existe una alteración de la marcha, ya sea originada por una afectación o lesión traumatológica, neurológica, o por motivo de edad avanzada, es frecuente el uso de dispositivos de ayuda(24,30). Se realiza entonces una marcha asistida por un dispositivo externo.

Estos instrumentos pueden ser prescritos para aumentar la base de sustentación, para mejorar el equilibrio y la estabilidad o para redistribuir la carga de los miembros inferiores y descargar un miembro lesionado(31–33). La cantidad de peso corporal a aplicar sobre el dispositivo, con frecuencia va reduciéndose a medida que avanza el tratamiento. Así, el proceso de reeducación de la marcha puede progresar hasta la retirada de toda ayuda y el alcance, por tanto, de una marcha libre.

Entre los dispositivos de ayuda más utilizados, podemos encontrar: los andadores, los bastones de mano, los bastones de antebrazo y las muletas axilares.

Los andadores son de uso extendido cuando el objetivo principal de la búsqueda de un dispositivo externo es mejorar la estabilidad. Por otro lado, están asociados a una baja velocidad de la marcha y a un limitado movimiento del paciente en los planos frontal y anteroposterior. Debido a sus características, el empleo de andadores está muy ligado a usuarios con edad avanzada(30,32).

El bastón de mano permite descargar parcialmente un miembro inferior lesionado o con debilidad. Además, genera una mejora en la estabilidad y un

aumento de la base de sustentación, al tiempo que proporciona información propioceptiva sobre la superficie del suelo(32). El agarre del bastón y la transmisión de fuerza en una superficie reducida de la mano hacen que la cantidad de peso que se puede descargar sobre él sea muy limitada.

Los bastones de antebrazo, por su parte, permiten descargar de forma parcial o total un miembro inferior lesionado. Además, generan un aumento de la base de sustentación y una mejora en el equilibrio, y aumentan la confianza del sujeto(31–33). Estos dispositivos, de uso muy extendido en el área de la traumatología y las lesiones musculoesqueléticas, serán detalladamente expuestos en el apartado consecutivo.

Las muletas axilares son instrumentos difíciles de utilizar, aunque tienen como ventaja que pueden ser empleadas en pacientes que padecen lesiones de miembro superior e inferior simultáneamente. En estos casos, su uso concluiría cuando el paciente es capaz de caminar con bastones de antebrazo. La marcha con muletas axilares tiene la desventaja de que conlleva una flexión del tronco, lo que la aleja de la funcionalidad. Además, la presión que se ejerce sobre la zona axilar puede causar una compresión nerviosa a nivel del plexo braquial o de la arteria axilar si la altura no es adecuada(32).

Gracias al uso de estos dispositivos, se logra que los pacientes refieran reducción del dolor debido a la disminución de la carga sobre la estructura lesionada, mejoría de la confianza y seguridad al caminar y aumento de su nivel de independencia(32).

Las indicaciones del uso de dispositivos de ayuda a la marcha asistida pueden ser(7):

- Temporales: en el contexto de un programa de reeducación funcional, que tiene como objetivo la consecución de una marcha fisiológica autónoma, es decir, sin ayudas.
- Permanentes: sistemas imprescindibles para que el paciente pueda desplazarse de forma segura y eficaz.

Una evaluación clínica del paciente debe preceder a la elección del dispositivo de ayuda apropiado. Una vez que el instrumento es indicado para el usuario, es necesario que se hagan los ajustes apropiados que consigan adecuar el dispositivo a su marcha. Por último, se debe realizar un aprendizaje y entrenamiento guiado del paciente para la realización de una marcha asistida segura y correcta(34).

Bastones de antebrazo: descarga de un miembro afecto

Si nos centramos en la reeducación de la marcha de pacientes que han sufrido lesiones musculoesqueléticas de miembro inferior, los bastones de antebrazo son los dispositivos de ayuda más frecuentemente empleados(35,36). Con ellos, se logra descargar el miembro lesionado, compensar un déficit motor ayudando a la propulsión(32) y mejorar el equilibrio(31,33).

Los bastones de antebrazo (Figura 3) constan de: una abrazadera en su parte superior, en la que se apoya el antebrazo; una empuñadura, donde se produce el agarre de la mano; una caña, regulable en altura, que se extiende hasta la zona más inferior; y una contera, zona que contacta con el suelo y evita deslizamientos(32).

Respecto a la altura, una flexión de codo de 20 a 30° indica una longitud óptima del bastón(37). El uso de este dispositivo conlleva un gasto energético adicional a la marcha(36,38), además de requerir una elevada fuerza en los miembros superiores(32). De este modo, el empleo de bastones de antebrazo puede generar lesiones como tenosinovitis del tendón bicipital o alteraciones del nervio cubital a nivel de la muñeca y el antebrazo. El dolor y la aparición de hematomas en miembros superiores son las alteraciones más documentadas(38). La optimización de la marcha asistida a través de un uso correcto de los bastones y una ejecución apropiada de las cargas contribuye a evitar la aparición de estas afectaciones.

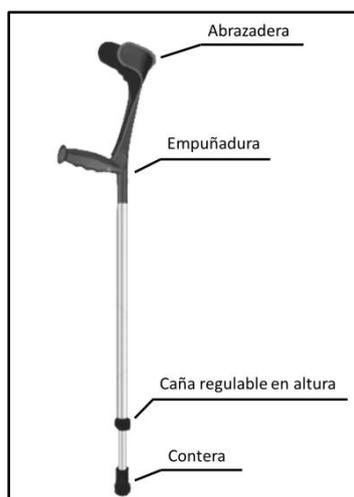


FIGURA 3. Bastón de antebrazo.

En relación con las modalidades de marcha, una marcha asistida en dos tiempos, es decir, con apoyo simultáneo de talón y bastón o bastones, es la más indicada para descargar un miembro lesionado (Figura 4). En el caso de la marcha asistida unilateral, la colocación del bastón es contralateral al miembro afecto. De este modo, se conserva la disociación entre cintura pélvica y escapular de la marcha libre o sin ayudas y se favorece la carga sobre el miembro inferior contralateral. Además, se evitan otras alteraciones generadas por el desplazamiento lateral del centro de gravedad.



FIGURA 4. Marcha asistida unilateral en dos tiempos, con apoyo simultáneo de talón y bastón.

El apoyo simultáneo con dos bastones de antebrazo es la modalidad más utilizada en las primeras fases de tratamiento después de intervenciones quirúrgicas como meniscectomía o plastia de ligamento cruzado de rodilla o lesiones de cierta gravedad como fracturas de astrágalo o de metatarsianos

que siguen un tratamiento conservador. El uso de ambos bastones hace posible la descarga total de la extremidad afectada(32). En este primer momento, se desarrolla una marcha testimonial, en la que el contacto del pie con el suelo es sólo propioceptivo y la totalidad del peso corporal es transmitida a los bastones. A medida que se avanza en el proceso de recuperación funcional, la carga ejercida sobre los bastones debe ser reducida progresivamente, lo que consecuentemente aumenta la carga en el miembro afecto. De este modo, la marcha asistida bilateral será sustituida por una marcha asistida unilateral o con un único bastón contralateral, que progresará hasta alcanzar la marcha libre o sin bastones. Existen diferentes recomendaciones sobre el momento en el que la marcha asistida unilateral sustituye a la marcha bilateral. Autores como Ebert et al.(39) y López-Oliva et al.(40) aconsejan que este cambio se produzca cuando el paciente es capaz de aplicar el 50% de su peso corporal sobre el bastón. Otros autores sugieren incluso que hasta un 80% del peso corporal puede ser cargado sobre el miembro afecto(32). En este punto, debe tenerse en cuenta que una marcha asistida alterada da lugar a desalineaciones corporales, lo que genera alteraciones musculares y sobrecargas articulares, entre otros(22,38,41). Estas consecuencias dan lugar a tratamientos más largos, así como posibles recaídas en la lesión.

Los parámetros espaciotemporales que influyen en la marcha han sido analizados en la modalidad de marcha asistida con bastones de antebrazo(42). Sin embargo, no se habían estudiado hasta la fecha comparando diferentes niveles de carga sobre el bastón. Por este motivo, no había sido hallada la carga óptima en la que se debe pasar de la marcha asistida bilateral a unilateral. Es decir, el momento en el que se tiene que dejar de utilizar uno de los dos bastones de antebrazo. Eran las recomendaciones clínicas existentes las que guiaban este proceso, a falta de su análisis científico. Era difícil, por tanto, establecer protocolos que guiasen las intervenciones clínicas para una reeducación óptima y correcta de la marcha, inicialmente asistida por bastones y reduciendo la carga hasta llegar a la marcha normal o sin ayudas(22).

La marcha asistida como tarea doble (dual-task)

Tal y como ha sido expuesto en los apartados anteriores, la necesidad de descargar un miembro inferior afecto por un bastón de antebrazo hace que el paciente tenga que desarrollar un patrón de marcha asistida. La marcha asistida supone una doble tarea para el usuario frente al gesto automático de la marcha normal. En esta tarea doble, el bastón actúa como un efecto distractorio. La marcha asistida como tarea doble ha sido considerada previamente por autores como Muir-Hunter(43) y Wellmon(44).

El paradigma de las tareas dobles establece que la introducción de una segunda tarea durante una actividad cognitiva o motora conduce a una posible competición por los recursos atencionales disponibles(11,45–48). Esto tiene como resultado un empeoramiento en el desarrollo de ambas tareas(49,50). La marcha como tarea doble ha sido objeto de diversos estudios de investigación. Numerosos autores han profundizado en el conocimiento de las demandas atencionales relativas que tiene el control de la marcha frente al desempeño de otras actividades. Las tareas a las que frecuentemente se hace referencia en la literatura, y que han sido ampliamente analizadas, son cognitivas. Entre ellas, podemos encontrar: contar hacia atrás(51,52), recitar los días de la semana hacia atrás(53), nombrar letras alternativas del alfabeto(50), citar palabras que empiecen por una determinada letra(18,54), cantar o tocar un instrumento musical(55) o escribir un mensaje de texto en un teléfono móvil(56) al tiempo que se camina, entre otras. Algunas tareas motoras, por su parte, han sido recientemente analizadas por autores como Dos Santos et al.(57), Brustio et al.(48) o Monticone et al.(18), que estudiaron tareas manuales secundarias a la marcha como abrochar o desabrochar una camisa o portar una bandeja con vasos.

Tal y como mencionábamos al principio de este apartado, la marcha asistida con un dispositivo de ayuda ha sido previamente considerada como una doble tarea, aunque no había sido analizada hasta la fecha(43,44). Se desconocía, por tanto, la influencia de uno o dos bastones de antebrazo sobre el gesto correcto de la marcha asistida. En este sentido, el análisis científico de la marcha asistida con un bastón o dos bastones de antebrazo frente a la marcha normal ha permitido conocer la influencia real que ejerce este

dispositivo de ayuda. Se posibilita así la identificación de los parámetros o gestos a considerar y corregir durante la reeducación clínica de la marcha. Todo ello permite el desarrollo de un correcto patrón de marcha asistida, evitando la aparición de lesiones secundarias a un mal gesto de la marcha y optimizando los tiempos de recuperación de la lesión.

En lo referente a las habilidades coordinativas necesarias para desarrollar una doble tarea motora, la dominancia ejerce un papel relevante. Las demandas atencionales de una tarea y la interferencia entre dos tareas simultáneas a nivel de la corteza cerebral prefrontal puede estar influenciada por diversos factores. Entre ellos, encontramos: la naturaleza de las tareas, la edad del sujeto, el nivel de destreza o la dominancia en el caso de tareas unilaterales(50,58). Cuando se trata de tareas unilaterales, el miembro dominante tiene una menor exigencia coordinativa que el miembro no dominante. Por tanto, es más fácil para el sujeto realizar la tarea empleando su miembro dominante. En referencia a la marcha asistida unilateral, no se ha encontrado evidencia científica previa a este estudio sobre la influencia de la dominancia del paciente en el uso de un bastón de antebrazo. A pesar de ello, el avance del conocimiento científico en otras dobles tareas analizadas en mayor profundidad llevó a pensar en una posible facilitación de la marcha asistida cuando el bastón es portado por el brazo dominante. Su análisis exhaustivo ha permitido esclarecer esta cuestión y reconocer a la dominancia como un factor a considerar en la reeducación clínica de la marcha. De este modo, se ha impulsado la dedicación de una especial atención al aprendizaje y práctica del gesto correcto de la marcha, empleando los medios necesarios para un correcto feedback del paciente. Ello contribuirá a la optimización del proceso clínico de reeducación de la marcha, con el desarrollo de un patrón de marcha correcto desde su aprendizaje.

1.3 ANÁLISIS DE LA MARCHA

La intervención en reeducación de la marcha precisa de la valoración de esta función motriz. Sólo a través de la valoración fiable y objetiva podrán identificarse las limitaciones estructurales y funcionales que guíen el

establecimiento de los objetivos terapéuticos y la elección del tratamiento adecuado para el paciente. La valoración inicial del paciente es, por tanto, fundamental. Posteriores evaluaciones, realizadas de forma continuada, permitirán conocer la evolución del usuario a lo largo del tiempo(59–61). Además, gracias a estas valoraciones podrán realizarse las modificaciones necesarias, ya que actuarán como mecanismo de feedback de la marcha del paciente. La evaluación final posibilitará el análisis del efecto del tratamiento o los tratamientos realizados(27,62). Asimismo, los métodos de valoración dan lugar a la creación de un lenguaje común de comunicación entre los profesionales de un mismo o distinto equipo multidisciplinar(63,64). De este modo se favorece el control clínico del paciente a través de las evaluaciones almacenadas en su historia clínica y de los posibles informes generados. Estas motivaciones clínicas han llevado al desarrollo de una gran variedad de herramientas de valoración de la marcha. Todas ellas persiguen cualidades como la objetividad, la fiabilidad y la facilidad en su manejo. El desarrollo de métodos que reúnen dichas características tiene un efecto directo sobre la evolución de los pacientes a través de la optimización de los tratamientos, que son guiados por su protocolización según la patología y la fase en la que se encuentra el usuario. La elusión de posibles recaídas y recidivas en la lesión es otro beneficio derivado del desarrollo y perfeccionamiento de los medios de evaluación disponibles.

En el ámbito de la investigación, la disponibilidad de métodos de valoración objetivos, cuantitativos, eficaces y eficientes supone importantes avances. Entre ellos, se encuentran el desarrollo de tratamientos novedosos capaces de abordar nuevos propósitos terapéuticos o la comparación entre diferentes terapias, ya sean conservadoras o quirúrgicas, para conocer su efectividad. Ejemplo de ello sería el estudio comparativo de la efectividad de dos programas de fisioterapia en sujetos que han sufrido ictus(65), el resultado de una intervención quirúrgica realizada en pacientes con escoliosis vertebral(66) o el desarrollo de una nueva ortesis de rodilla para mejorar la marcha de pacientes con artritis(67). De este modo se consigue aportar información que mejore el resultado de las intervenciones terapéuticas, basadas en la evidencia científica.

Dada la relevancia de la valoración de la marcha, han sido muchos los investigadores que se han centrado en el desarrollo de diferentes métodos de análisis de esta función motriz. Así, la marcha ha sido evaluada desde diferentes perspectivas: biomecánica, tecnológica y clínica.

1.3.1 Análisis observacional o clínico

El análisis clínico de la marcha tiene como objeto principal deducir los desórdenes de esta función motriz a través de datos visuales, objetivarlos, cuantificarlos y documentar el progreso de los pacientes durante el proceso terapéutico(68). Estas técnicas, ampliamente utilizadas por los profesionales de la salud, exigen un procedimiento riguroso y sistemático en su ejecución(7).

La evaluación sistemática de la marcha a través del análisis observacional requiere de tres etapas fundamentales(7):

- La organización de la información a registrar.
- El establecimiento de una secuencia de observación, con la que el evaluador debe estar familiarizado.
- Un criterio de interpretación unificado.

Es recomendable evaluar la marcha de los pacientes mediante grabaciones en vídeo. Para ello pueden emplearse dos cámaras de vídeo comercial, que dispongan de zoom y enfoque automático, apoyadas sobre un trípode en una sala normalmente iluminada. Una de las cámaras se coloca en el plano frontal y la otra en el plano sagital. De este modo se consigue un registro de la marcha de los pacientes, además de facilitar la enseñanza del análisis observacional a otros profesionales sanitarios(7).

Escalas de valoración observacional de la marcha

Las escalas de valoración observacional fueron introducidas para mejorar la calidad de las evaluaciones y generar información comparable y objetiva(64). Estas herramientas están constituidas por una serie de ítems, que pueden dividirse en diferentes componentes, y cuyas puntuaciones pueden ser cuantitativas o cualitativas. La primera escala de valoración visual de la marcha, conocida como *Full Body Gait Assessment Form*, fue diseñada por el Centro Médico Rancho los Amigos de California en 1989(68). En 1994,

Koman(69) diseñó la escala Physician Rating Scale con el propósito de documentar los cambios posteriores a la aplicación de inyecciones intramusculares de toxina botulínica en niños con marcha equina(70). Desde este momento, se han publicado numerosos estudios sobre esta herramienta. Además, ha servido como base para la creación de diversas escalas(71,72, 73). Se ha ocasionado así un proceso de evolución que ha dado lugar al diseño de multitud de herramientas centradas en la valoración funcional de la marcha. Ejemplo de ello son las escalas *Edinburgh Visual Gait Scale*(74) y *Observational Gait Scale*(62) para evaluar la marcha de niños con parálisis cerebral; *Gait Assessment and Intervention Tool*(75), centrada en pacientes que han sufrido ictus; *Dynamic Parkinson Gait Scale*(76), diseñada para sujetos con Parkinson; *Six-Minute Walk Test*(77) para pacientes con alteraciones cardiovasculares o *Tinetti Scale*(78), que evalúa la marcha y el equilibrio y contiene adaptaciones para pacientes neurológicos y sujetos con edad avanzada.

Sin embargo, hay numerosos pacientes que no padecen dichas patologías pero requieren de una valoración de su marcha debido a una lesión musculoesquelética de miembro inferior, como un esguince de rodilla, una artrosis de cadera o una fractura de astrágalo. Ninguna de las escalas mencionadas, extendidas en el ámbito de reeducación de la marcha, es aplicable para este tipo de lesiones. Se trata de un amplio abanico de patologías que cuentan con muy escasas herramientas útiles para su evaluación específica. Entre ellas, se encuentra la escala *Standardised Gait Score to predict the healing of tibial fractures*, diseñada por Macri et al.(79) para evaluar la marcha de pacientes con fractura de meseta tibial y algunas escalas que han sido aplicadas a lesiones traumatológicas a pesar de haber sido diseñadas con otros propósitos. Ejemplo de ello son: *Modified Gait Abnormality Rating Scale* y *Rivermead Mobility Index*. *Modified Gait Abnormality Rating Scale* fue diseñada por VanSwearingen et al.(80) en 1996 para su uso en sujetos con edad avanzada, pero empleada por Goehring et al.(81) en 2009 para evaluar la marcha después de la reconstrucción del tendón tibial anterior. *Rivermead Mobility Index* fue creada y validada por Collen et al.(82) en 1991 para evaluar la marcha de pacientes que han sufrido ictus, y administrada por Buker et al.(83) en su estudio sobre dolor sacroilíaco

en 2014. Podemos decir, por tanto, que existe una falta de herramientas de valoración de la marcha generalizada en el campo de las lesiones traumatológicas. Además, si nos centramos en la marcha asistida, no disponíamos de ninguna escala específica para evaluarla, a pesar de ser empleada durante la recuperación funcional de multitud de pacientes que sufren alteraciones musculoesqueléticas de miembro inferior.

La utilización de las escalas de análisis observacional se basa en la psicofísica y en la psicométrica. La psicofísica se centra en el proceso de cuantificación de los fenómenos perceptibles, es decir, traslada a un sistema numérico sucesos intangibles, como los síntomas o la discapacidad. La psicométrica permite analizar la adecuación de la herramienta al fenómeno objetivo de la medición y la calidad de la medida(84).

Las escalas de evaluación visual de la marcha son de amplia utilidad en la práctica clínica. Además de tener un bajo coste económico, su empleo no requiere de equipamiento o ubicación especializada(62). Estas ventajas, unidas a la dificultad de acceder a un laboratorio de marcha y al conocimiento especializado que éstos requieren, han propiciado el desarrollo de una gran variedad de herramientas observacionales(62,85). De este modo, las escalas de evaluación visual se han convertido en una importante alternativa, por su rapidez y fácil empleo, llegando a ser probablemente el método más usado para evaluar la marcha humana(28).

A pesar de su viabilidad, este tipo de evaluación cuenta con algunas limitaciones. Además de requerir una buena comprensión de la biomecánica humana(86), aún es relativamente subjetiva debido a que numerosas escalas observacionales no han sido validadas. Esto puede dirigir a una baja validez, fiabilidad, sensibilidad y especificidad en comparación con el análisis instrumentado realizado en laboratorio(62,85). Aunque depende de la visualización de los humanos, se han encontrado ya altos niveles de correlación entre diferentes escalas de valoración observacional y las mediciones realizadas mediante sistemas de análisis tecnológico de la marcha validados(78,86).

Validación de escalas de valoración visual de la marcha

Las escalas de evaluación observacional son diseñadas, constantemente revisadas y modificadas, aumentando su validez y fiabilidad con el fin de cuantificar, estandarizar, sistematizar y aumentar la objetividad del análisis visual de la marcha(62,64).

Una escala de valoración válida, como todo instrumento de medición, debe reunir las siguientes condiciones(84):

- Ser sencillo, viable y aceptado por los pacientes, por los profesionales que trabajan en el ámbito clínico y por los investigadores.
- Ser fiable y preciso, proporcionando mediciones libres de error.
- Ser adecuado para el problema que se pretende medir.
- Reflejar la teoría del fenómeno o concepto que se pretende medir.
- Ser capaz de evaluar cambios, tanto en los diferentes individuos como en la respuesta de un mismo sujeto a través del tiempo.

De este modo, la herramienta ideal para evaluar la marcha de un determinado paciente debe contar con las siguientes características: ser fácil de entender y de utilizar, rápido de emplear, válido y fiable(28).

1.3.2 Análisis biomecánico de la marcha

La biomecánica analiza la marcha desde las perspectivas cinemática y cinética. El análisis cinemático estudia el movimiento de los cuerpos, sin analizar las fuerzas que generan ese movimiento(87-89). La goniometría y la electrogoniometría, que miden el rango de movilidad de una determinada articulación durante la marcha, o la videofotogrametría, que aporta información bidimensional o tridimensional del movimiento y que será expuesta más adelante, son ejemplos de análisis cinemático(90). El análisis cinético se centra en el estudio de las fuerzas a las que está sometido el cuerpo. Estas fuerzas se agrupan en dos categorías: fuerzas internas y externas. Las fuerzas internas agrupan principalmente a los esfuerzos de deformación a los que están sometidos los distintos miembros del cuerpo y a las fuerzas de reacción articular. Para la estimación de estas fuerzas es necesaria la definición de modelos biomecánicos y la resolución de problemas dinámicos. Las fuerzas

externas engloban a las fuerzas gravitatorias y a cualquier otra fuerza aplicada sobre el cuerpo externamente. En este grupo se pueden incluir también las fuerzas de reacción con el suelo. Existen diferentes dispositivos para tratar de estimar estas fuerzas como las plataformas de fuerza o las plantillas dinamométricas(91).

1.3.3 Análisis de la marcha mediante medios tecnológicos

Los últimos avances tecnológicos en el campo de la Biomecánica comprenden una serie de métodos de evaluación eficaces y eficientes, que priorizan la precisión en los datos cuantitativos(49,92). A lo largo del tiempo, se han desarrollado una gran variedad de dispositivos para su uso clínico. Entre los medios tecnológicos más empleados podemos encontrar: la dinamometría, la acelerometría, los podómetros, las plantillas instrumentadas, los sistemas de grabaciones en vídeo, la electromiografía y los sistemas de análisis de movimiento en tres dimensiones. Cada uno de ellos, empleado en laboratorio, es capaz de valorar distintos ámbitos de la biomecánica de la marcha, como el movimiento de las articulaciones, la actividad eléctrica muscular o las fuerzas generadas.

A continuación exponemos algunos de los medios tecnológicos más utilizados en el análisis de la marcha:

Las plataformas dinamométricas miden la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o gesto determinado(7). De este modo, es posible monitorizar, registrar y analizar las interacciones que se producen entre el pie y la superficie de la plataforma en el transcurso del ciclo de la marcha(93). Estos dispositivos pueden llegar a proporcionar la resultante de fuerzas y momentos en 3D además de la ubicación del centro de presiones durante la pisada.

Las plantillas instrumentadas permiten cuantificar la fuerza o la presión que ejerce el pie sobre su superficie. Ambos tipos de plantillas instrumentadas permiten una medición sin restricciones de espacio, a diferencia de las plataformas dinamométricas. Sin embargo, las plantillas suelen proporcionar sólo la fuerza normal de contacto. Estos instrumentos aportan información

objetiva sobre el comportamiento de las presiones en la planta del pie y posibilitan su estudio fuera de las condiciones de laboratorio(7).

La electromiografía (EMG) consiste en el registro de la actividad eléctrica muscular. La secuencia de activación y la intensidad relativa del esfuerzo muscular son calculadas y registradas gracias a este sistema. La electromiografía puede emplear electrodos de superficie o electrodos implantados directamente en el músculo(7,94).

Las grabaciones digitales realizan un análisis cinemático gracias a la reconstrucción del movimiento del sujeto a partir de las grabaciones de dos o más cámaras. Aunque tienen la ventaja de no precisar de la colocación de marcadores, estos sistemas requieren mucho tiempo para su uso debido a su extenso procesamiento de los datos(95).

La videofotogrametría proporciona información bidimensional o tridimensional del movimiento a partir de imágenes planas o fotogramas(8). Para la aplicación de este sistema se discretiza el cuerpo en distintos segmentos según los movimientos relativos que se quieran analizar. En cada uno de ellos se colocan una serie de marcadores que se muevan solidariamente al segmento de manera que, conociendo la posición de los marcadores asociados a cada segmento, se pueda reconstruir su posición y orientación en el espacio. Los marcadores empleados pueden ser pasivos o activos. Los marcadores pasivos se basan en el empleo de materiales reflectantes de la luz que reciben. Su forma es plana para los estudios bidimensionales, y esférica en el caso de los estudios tridimensionales(8). Los sistemas *ELITE*, *thoTrak System* y *Vicon System of Motion Analysis* son ejemplo de sistemas de marcadores pasivos(90,96,97). Los marcadores activos emiten una señal infrarroja que es detectada por los receptores fotoelectrónicos. Los sistemas *Primas* y *Expert Vision HiRes 3D* se basan en el empleo de este tipo de marcadores(98,99).

Los sistemas anteriormente expuestos son empleados en laboratorios de marcha, que permiten la ubicación organizada de diferentes medios para que puedan ser empleados simultáneamente. Los pacientes o los sujetos de estudio caminan sobre la superficie de un pasillo de marcha previamente

preparado para ello. El pasillo de marcha utilizado en nuestro análisis fue diseñado por la Dra. Gema Chamorro y construido por el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla. Éste contiene dos plataformas de fuerza AMTI OR6-7-2000 estratégicamente localizadas para estudiar la interacción que se produce entre la superficie de la plataforma y el pie y la superficie de la plataforma y el bastón de antebrazo.

Entre los medios tecnológicos mencionados, los sistemas de análisis cinemático de movimiento tridimensional se han posicionado como las herramientas de elección en la valoración de la marcha realizada en el ámbito científico(100). Sus ventajas residen en la obtención de información objetiva y detallada en los tres planos del espacio(101). Estos nuevos métodos de caracterización del movimiento han resultado de gran utilidad para comprobar la eficacia de los tratamientos, ya sean novedosos o convencionales, para comparar la efectividad de diferentes terapias o para analizar la evolución de pacientes después de una determinada intervención clínica o quirúrgica. Dichos análisis realizados en laboratorio han permitido mejorar la calidad de los tratamientos administrados en el área de la fisioterapia, la traumatología, la ortopedia o la neurología. Otra aplicación destacable ha sido el análisis del gesto deportivo, cuyo estudio posibilita su optimización para una mejora del rendimiento del deportista, además de evitar lesiones secundarias a una mala praxis(102).

Tal como ha sido expuesto a lo largo de este apartado, los sistemas de análisis instrumental de la marcha proporcionan información cuantitativa, fiable y objetiva para caracterizar el movimiento(61,62). Además, estos dispositivos han hecho posible la descripción detallada de las fases de la marcha para ser empleada en intervenciones terapéuticas de diversos pacientes con alteraciones de la marcha(103). A pesar de ello, estos sofisticados métodos cuentan con diferentes limitaciones. Por un lado, relacionadas con su difícil acceso, al precisar de recursos espacio-temporales y económicos(14). Por otro lado, debido a su complejidad, al requerir una formación específica y un alto nivel de destreza. Es por eso que su uso está comúnmente limitado para los profesionales, que con frecuencia no disponen de los recursos anteriormente citados. Teniendo en cuenta sus características,

el empleo de estos medios tecnológicos en laboratorio resulta útil dentro del ámbito de investigación. De este modo, se puede conseguir dar respuesta a problemas que se encuentran en la clínica, consiguiendo ampliar los horizontes de la evidencia científica y hallando resultados útiles para guiar y mejorar la calidad de las intervenciones terapéuticas. A pesar de ello, la evaluación realizada mediante sofisticados sistemas tecnológicos no es efectiva por sí sola. Necesita de la perspectiva global acerca del paciente y la contextualización que sólo es capaz de aportar la evaluación observacional. Además, las limitaciones propias de los sistemas tecnológicos podrían solventarse mediante su complementación con métodos observacionales desarrollados y validados para evaluar la marcha. Ventajas como su bajo coste económico, su rapidez de uso o su amplia disponibilidad para ser empleados en cualquier ámbito clínico o científico convierten a las herramientas observacionales en el aliado perfecto para una evaluación completa y óptima de la marcha.

1.3.4 Valoración de la marcha asistida

Tal como hemos visto en el apartado 1.2.1, el empleo de dispositivos de ayuda como andadores, bastones de mano o bastones de antebrazo está frecuentemente indicado cuando existe una alteración en la marcha del paciente(24,30). Si nos centramos en las lesiones musculoesqueléticas, los bastones de antebrazo son los medios más utilizados para descargar un miembro inferior afecto(36,104). Estos bastones permiten realizar una descarga total del miembro lesionado en las primeras fases de reeducación de la marcha e ir progresando en las cargas. De este modo, se pasará de una marcha asistida bilateral o con dos bastones a una marcha asistida unilateral, que progresará hacia la retirada del bastón y el desarrollo de una marcha libre.

Debido al uso extendido de los sistemas de ayuda, el avance científico en los ámbitos tecnológico y observacional del análisis de la marcha ha llevado de la mano la investigación en la marcha asistida. Los sistemas de medición diseñados y validados, capaces de aportar información objetiva y fiable, han sido aplicados a esta modalidad de marcha. Como ejemplo, podemos citar los sistemas de análisis de movimiento, empleados por Requejo et al.(105) en 2005 y por Fischer et al.(38) en 2014; la electromiografía, utilizada

por Aurich-Schuler et al.(106) en 2017 y Ajemian et al.(107) en 2004 ó las plataformas de fuerza, empleadas por Clark et al.(108) en 2004 y Guillebaste et al.(109) en 2012. Los sistemas de ayuda empleados son variables, incluyendo bastones de antebrazo, bastones de mano o axilares, andadores y sistemas de suspensión.

En las Publicaciones del Compendio de esta Tesis Doctoral fueron empleados: el Sistema Vicon® Nexus de Análisis de Movimiento en 3 Dimensiones(110) y el Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas para la marcha asistida(111). Ambos instrumentos son brevemente expuestos a continuación.

Sistema Vicon de Análisis de Movimiento

Vicon es un Sistema de Análisis de Movimiento en Tres Dimensiones empleado junto con el Software Vicon Nexus 1.8(110).

El Sistema Vicon emplea cámaras infrarrojas para captar el movimiento de unos marcadores específicos. Cada una de las cámaras digitales del sistema está compuesta por un objetivo, rodeado de un anillo de LEDs capaz de emitir radiación infrarroja (Figura 5). Estas cámaras tienen una resolución de 800 x 500 píxeles y pueden alcanzar una frecuencia de muestreo máxima de 250 Hz. En los estudios que son objeto de este Tesis fueron empleadas 6 cámaras, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.



FIGURA 5. Cámara infrarroja de captura del movimiento de Vicon.

Los marcadores empleados son previamente colocados sobre la piel en determinadas posiciones de interés(112). Los puntos anatómicos sobre los que se colocan los marcadores son localizados mediante la palpación de las estructuras. A través de la captura de los marcadores durante el movimiento, se definen las trayectorias tridimensionales de los segmentos corporales.

Las mediciones se desarrollan dentro de un volumen de trabajo localizado en un pasillo de marcha (Figura 6). Es decir, dentro del campo de visión de las cámaras del sistema. El número de cámaras debe ser el suficiente para que cada marcador sea detectado, en todo instante, al menos por dos de ellas. Además, su posición debe ser óptima, para conseguir que los marcadores sean vistos por el mayor número de cámaras.



FIGURA 6. Cámaras del Sistema Vicon dispuestas para una grabación.

El sistema Vicon es acompañado por un programa, el Vicon Nexus 1.8, capaz de gestionar los datos recogidos por las cámaras. Cuando las cámaras detectan la posición de los marcadores, la información es enviada al software. Éste recoge las medidas de todas las cámaras y, mediante un algoritmo de reconstrucción, obtiene la trayectoria en 3D de cada uno de los marcadores. La aplicación posterior de un protocolo de reconstrucción permite estimar la posición y orientación de cada segmento del modelo biomecánico. Todo ello es obtenido a través de las trayectorias de los marcadores.

El software sincroniza las señales de todos los dispositivos que estén conectados a la estación de trabajo. De este modo, es posible superponer

para un mismo instante los datos de los marcadores y los vectores de fuerza de las plataformas conectadas al sistema. Además, el software permite visualizar la trayectoria de un marcador a tiempo real en la imagen tridimensional.

Vicon Nexus 1.8 precisa de un protocolo de marcadores. Es necesario realizar un etiquetado manual que indique a qué marcador, localizado en el cuerpo del sujeto, se corresponde cada uno de los que son reconocidos en la imagen tridimensional. Para ello, dispondremos de una lista con todos los marcadores que define el modelo. El protocolo empleado en nuestro análisis se basa en PiG (*PiG- Plug in Gait 2.0- Vicon Motion System, 2010 Oxford, Reino Unido*)(110) (Figura 7). Una vez concluido el etiquetado de marcadores, se aplica un protocolo de reconstrucción para obtener la posición y orientación de cada segmento del modelo biomecánico(110).



FIGURA 7. Protocolo de marcadores para la recogida de datos.

Previo a la recogida de datos, el programa Vicon Nexus exige que se realicen los siguientes pasos:

1. Alineación y calibración de las cámaras. Permite identificar la posición de cada cámara en el ordenador, definir el volumen de trabajo y corregir las imperfecciones de las cámaras (Figura 8).
2. Visualización de las coordenadas 2D. El sistema muestra la posición de los marcadores que son detectados por las cámaras en dos dimensiones. Es necesario ver la imagen proyectada por cada una

de las cámaras para comprobar que todos los marcadores se encuentran dentro del volumen de trabajo prefijado y están siendo reconocidos antes de comenzar la recogida de datos.

3. Capturas estáticas: permiten al sistema escalar la plantilla que tiene precargada en su base de datos al tamaño del sujeto de estudio. Las capturas estáticas se realizaron de frente y de perfil, y se repitieron en 6 ocasiones para cada modalidad de marcha. Es decir, sin bastones, con bastón izquierdo y con bastón derecho.

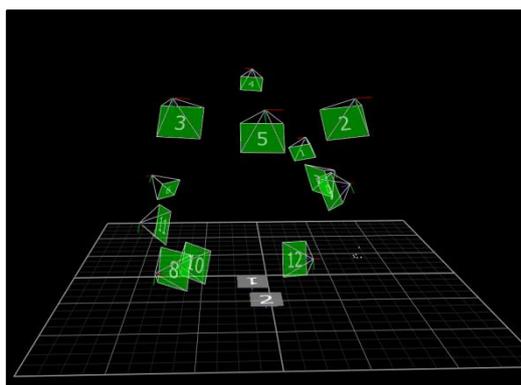


FIGURA 8. Interfaz tridimensional de Vicon Nexus: visualización de las cámaras y del pasillo de marcha.

Una vez realizadas las capturas estáticas, el sistema ya está preparado para la recogida de datos.

- Capturas del ciclo de la marcha. En esta investigación, se solicitó a los participantes una marcha normal o sin bastones y con un bastón de antebrazo. Dentro de la marcha asistida, se pidió, en primer lugar, caminar de forma cómoda, sin requerimientos de carga. A continuación, se solicitó una carga del 25% y del 50% del peso corporal o máximo posible. Los participantes mantuvieron cada modalidad hasta recoger 10 ciclos de marcha correctos. Es decir, con el mantenimiento del requerimiento de carga y en el que las cámaras capturasen todos los marcadores en el ciclo completo.
- Reconstrucción en tres dimensiones. La combinación de la información recogida por las diferentes cámaras permite el cálculo de las coordenadas de cada marcador en tres dimensiones (Figura 9). De este modo, la reconstrucción nos va a permitir tener una primera idea del

movimiento realizado por el sujeto. Los datos generados son almacenados en archivos C3D.

- Identificación o etiquetado de marcadores. Al finalizar este paso, obtendremos una imagen tridimensional en la que cada uno de los marcadores estará identificado y que permitirá la visualización su trayectoria (Figura 10).

Una vez concluida esta fase, los datos son almacenados para su procesamiento en Matlab®. Una rutina diseñada específicamente para este análisis y aplicada a Matlab obtuvo las variables del estudio de forma cuantitativa. Es decir, la longitud del paso, el tiempo del paso, la velocidad de la marcha, el ancho y el ángulo del paso, para cada uno de los ciclos de marcha capturados.

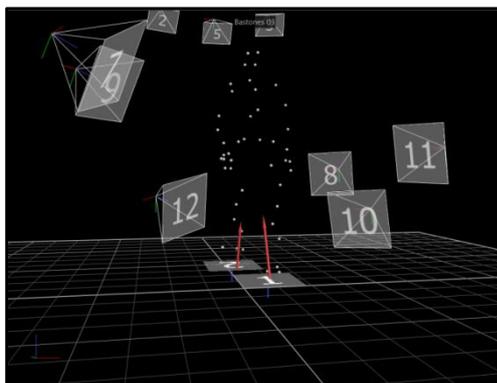


FIGURA 9. Imagen de la interfaz Vicon Nexus reconstruida.

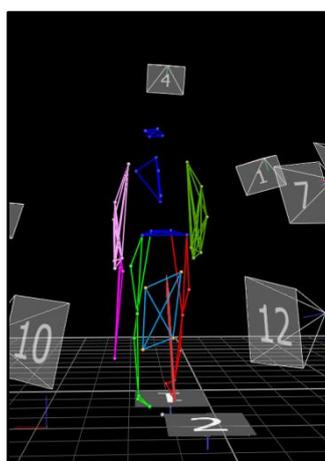


FIGURA 10. Etiquetado de marcadores.

Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas para la Marcha Asistida

El Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas para la Marcha Asistida es un dispositivo tecnológico eficaz para objetivar la carga ejercida sobre uno o dos bastones de antebrazo. Consiste en un bastón instrumentado de diseño compacto, capaz de medir la fuerza de reacción vertical del suelo sobre el bastón(24,111). Dicha fuerza de reacción es directamente proporcional a la fuerza que el sujeto ejerce sobre el bastón. El Sistema GCH 2.0 contiene un sensor de fuerza en miniatura localizado en el interior de la parte distal de la caña del bastón. Dicha célula está conectada a un componente electrónico y a unas baterías. Una tarjeta de adquisición de datos se encarga de emitir una señal inalámbrica que es detectada por un dispositivo USB conectado a un ordenador(111).

El programa informático que acompaña a este dispositivo, el GCH Control Software 1.0, permite obtener datos gráficos sobre las cargas que se ejercen en el bastón. Además, está diseñado para comprobar si la cantidad de carga ejercida coincide con la solicitada al paciente por el fisioterapeuta, dentro de un margen de tolerancia modificable. Los datos son transmitidos simultáneamente al ordenador mediante un sistema inalámbrico para ser registrados, analizados y visualizados gráficamente. De este modo, el Sistema GCH 2.0 permite al investigador, al fisioterapeuta o al paciente visualizar a tiempo real las cargas ejercidas sobre el bastón de antebrazo para realizar las correspondientes correcciones(111).

Este instrumento es un medio novedoso, diseñado y patentado por la Dra. Gema Chamorro en el seno de la Universidad de Sevilla como Sistema GCH 1.0 en 2013(24,113) y optimizado por la misma inventora en el Sistema GCH 2.0 en 2016(111), específicamente para evaluar la marcha asistida con bastones de antebrazo. Además, ha sido empleado en la Tesis Doctoral presentada por la Dra. Raquel Sobrino sobre la cinemática de la cabeza, el tronco, la pelvis y la hemipelvis durante la marcha asistida con bastones de antebrazo(114).

Una vez concluido el apartado de valoración de la marcha asistida y previo a la presentación de los objetivos de esta Tesis Doctoral, exponemos una síntesis del capítulo de introducción. A lo largo de este capítulo se ha explicado la necesidad de evaluar la marcha de forma objetiva y eficiente, así como el abanico de sistemas de diferente índole que han sido diseñados con este propósito. Por un lado, herramientas observacionales, disponibles para su aplicación en cualquier ámbito clínico o de investigación, debido a que no requieren recursos espaciotemporales específicos, tienen un bajo coste y son rápidas de utilizar. A pesar de ello, con limitaciones como la falta de validación de muchas herramientas. Por otro lado, medios tecnológicos, capaces de aportar información fiable y objetiva, pero con limitaciones relacionadas con su accesibilidad, su difícil manejo y su elevado coste económico. Basados en la observación clínica o en el uso de tecnología innovadora, los medios de valoración de la marcha han sido aplicados en multitud de estudios de investigación. Sin embargo, esta Tesis los combina de forma novedosa para conseguir una evaluación analítica, holística y completa de la marcha asistida. De este modo, la evaluación observacional, que proporciona una visión global, clínica y funcional de la marcha del paciente, se complementa con el alto grado de objetividad y fiabilidad que aportan los sistemas tecnológicos aplicados. La precisión en los datos cuantitativos es completada con la evaluación global y funcional del paciente, necesaria para obtener resultados aplicables en el ámbito clínico. Con este propósito, se aborda en primer lugar la creación, desarrollo y validación de la escala *Chamorro Assisted Gait Scale (CHAGS)* de valoración observacional de la marcha asistida. Esta herramienta permitirá la evaluación específica de la marcha de pacientes que precisan del empleo de uno o dos bastones de antebrazo debido a una lesión musculoesquelética de miembro inferior. En segundo lugar, se examinan los parámetros que influyen en la marcha asistida, analizada por primera vez como tarea doble. Este estudio ha hecho posible conocer la influencia del uso del bastón de antebrazo en la marcha del sujeto y discernir su efecto cuando es empleado con la mano dominante o no dominante. En tercer lugar, se analizan los parámetros del paso en función de la carga ejercida sobre el bastón de antebrazo. Dicho estudio ha permitido dilucidar la carga óptima a

aplicar sobre un bastón de antebrazo, además de conocer el efecto del aumento de carga sobre la marcha del paciente.

Con los tres estudios mencionados se consigue complementar en esta Tesis las evaluaciones observacional y tecnológica para contribuir a una finalidad común: mejorar la calidad de las intervenciones clínicas en reeducación de la marcha asistida con un bastón de antebrazo. Con este propósito, esta investigación busca identificar los aspectos que tienen influencia en el desarrollo de la marcha asistida en dos tiempos con un bastón de antebrazo contralateral para su posterior corrección clínica. Esto va unido a la creación de una escala de valoración factible para su uso clínico y científico. La objetivación de los medios empleados en el análisis de la marcha asistida y la protocolización de los tratamientos aplicados, en función de la patología del paciente y la fase de tratamiento en la que se encuentre contribuirán a la mejora de la calidad de las intervenciones. Permitirán, además, acortar los tiempos de tratamiento y evitar recaídas y recidivas en la lesión.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

El objetivo general propuesto en la presente Tesis Doctoral fue:

Diseñar, desarrollar y validar nuevas herramientas de valoración, observacional y tecnológica complementarias, en la marcha asistida con bastones de antebrazo para descargar un miembro inferior afecto debido a una lesión musculoesquelética; así como analizar los parámetros espaciotemporales del paso mediante protocolos innovadores.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

El objetivo principal se complementa con los objetivos específicos presentados a continuación:

- Diseñar, desarrollar y validar una escala de valoración funcional para la marcha asistida con bastones de antebrazo y evaluar su fiabilidad en pacientes con esguince de tobillo.

- Analizar la influencia de la aplicación de diferentes porcentajes de peso corporal sobre un bastón de antebrazo en los parámetros espaciales y temporales del paso durante la marcha asistida contralateral.

- Determinar el umbral de carga aplicada sobre un bastón de antebrazo durante la marcha asistida contralateral a partir del cual se producen alteraciones en su biomecánica.

- Evaluar los cambios en los parámetros espaciales y temporales del paso durante una doble tarea: caminar con un bastón de antebrazo para descargar parcialmente el peso corporal de un sujeto sano.

- Valorar la influencia del uso de un bastón antebrazo con la mano dominante o no dominante en los parámetros esenciales del paso durante la marcha asistida contralateral.

3. RESULTADOS

El apartado de resultados se organiza según las normas de presentación para las Tesis Doctorales por Compendio de Publicaciones de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad de Sevilla. De este modo, la parte fundamental de esta sección incluye una copia de los tres artículos que conforman las Publicaciones del Compendio. Previamente se exponen los estudios preliminares, cuyo desarrollo favoreció el diseño de los tres estudios principales de esta Tesis.

3.1 ESTUDIOS PRELIMINARES

Los estudios preliminares están conformados por dos comunicaciones orales que impulsaron la definición de los artículos del compendio de esta Tesis Doctoral. A continuación se presenta un breve resumen de ambos estudios:

3.1.1 Comunicación oral sobre innovación tecnológica en el análisis de la marcha asistida como tarea doble

Rídao-Fernández C, Chamorro-Moriana G, Ojeda J. Innovación tecnológica en el análisis biomecánico de la marcha asistida como tarea doble: estudio piloto. En: VI Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB). Badajoz, España; 2016. p. 42–43. ISBN: 978-84-697-6124-3.

Esta comunicación oral fue presentada en la VI Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica, celebrada en la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Extremadura los días 6 y 7 de Octubre de 2016. Se trata de un evento anual de encuentro de profesionales del ámbito de la ingeniería y la clínica en el que se presentan las líneas de trabajo de los diferentes grupos nacionales que trabajan en el campo de la biomecánica.

El objetivo de este trabajo fue examinar mediante tecnología innovadora los cambios que se producen en la longitud, el tiempo y el ancho del paso durante la marcha asistida con bastón de antebrazo como tarea

doble, con el fin de llevar a cabo una descarga parcial de peso corporal sobre el miembro lesionado. Con este propósito, fueron empleados medios tecnológicos como el Sistema de Análisis Movimiento con seis cámaras Vicon®. El Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas y el Programa GCH Control Software 1.0 fueron utilizados por primera vez para visualizar y controlar a tiempo real las cargas ejercidas sobre los bastones de antebrazo durante la recogida de datos. Los resultados mostraron que la tarea doble que supone la marcha asistida con un bastón de antebrazo dio lugar a una modificación de la longitud y del tiempo del paso, aunque sin modificar el ancho del paso. Este estudio demostró que el procedimiento propuesto de tecnologías innovadoras utilizadas de forma combinada había resultado eficaz en el análisis de la marcha asistida con bastones de antebrazo. De este modo, el empleo de dichos sistemas para analizar tres parámetros fundamentales de la marcha en una muestra de tres sujetos sanos supuso una aproximación para realizar estudios posteriores de mayor envergadura.

3.1.2 Comunicación oral sobre la influencia de la carga aplicada sobre bastones de antebrazo en la biomecánica de la marcha asistida unilateral

Ridao-Fernández C, Ojeda J, Chamorro-Moriana G. Influence to the loads applied to forearm crutches in the biomechanic of unilateral assisted gait: pilot study. En: 23rd Congress of the European Society of Biomechanics. Seville, Spain; 2017.

Esta comunicación oral fue presentada en lengua inglesa en el décimo tercer Congreso de la Sociedad Europea de Biomecánica, celebrado en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla los días 2, 3, 4 y 5 de julio de 2017.

El objetivo de este estudio fue determinar la máxima descarga de peso corporal apropiada durante la marcha asistida unilateral con un bastón de antebrazo para mantener la correcta biomecánica del paso. La muestra estuvo conformada por 12 sujetos sanos, que caminaron con un bastón de antebrazo y realizaron dos modalidades de marcha asistida: libre, que consistió en aplicar sobre el bastón la carga elegida por el sujeto para caminar de

forma cómoda y el 25% de su peso corporal. El Sistema de Análisis Movimiento con seis cámaras Vicon® midió los parámetros esenciales del paso durante las dos modalidades de marcha. El Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas y el Programa GCH Control Software 1.0 fueron empleados para medir y controlar las cargas ejercidas sobre el bastón de antebrazo. Los resultados de este estudio preliminar indicaron que los sujetos no fueron capaces de mantener un patrón de marcha funcional ante la solicitación de la descarga del 25% de su peso corporal. Sin embargo, cuando se les pidió realizar una marcha cómoda, que coincidió aproximadamente con la descarga del 10% de su peso corporal, sí fueron capaces de desarrollar una marcha asistida funcional. Estos hallazgos permitieron establecer las bases para desarrollar un estudio que contase con un análisis más pormenorizado de las modificaciones que sufren los parámetros del paso ante la descarga de diferentes porcentajes de peso corporal durante la marcha asistida.

3.2 ESTUDIOS PRESENTADOS EN LA TESIS

Los siguientes artículos son presentados como Publicaciones del Compendio de la presente Tesis Doctoral:

3.2.1 Reliability and validity study of the Chamorro Assisted Gait Scale for people with sprained ankles, walking with forearm crutches

Chamorro-Moriana G, Ridao-Fernández C, Ojeda J, Benitez-Lugo M, Sevillano JL. Reliability and Validity Study of the Chamorro Assisted Gait Scale for People with Sprained Ankles, Walking with Forearm Crutches. PLoS One. United States; 2016;11(5):e0155225.

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2017; 15/64 (Multidisciplinary Sciences)

Impact Factor: 2,766; Quartile: Q1

3.2.2 Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study

Ridao-Fernández C, Chamorro-Moriana G, Ojeda J. Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study. *Biomed Eng Online*. England; 2018 Jul;17(1):98.

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2017; 51/78 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 1,676; Quartile: Q3

3.2.3 Analysis of spatial and temporal step parameters during crutch-assisted gait as a dual task: a pilot study

Ridao-Fernández C, Ojeda J, Chamorro-Moriana G. Analysis of Spatial and Temporal Step Parameters During Crutch-Assisted Gait as a Dual-Task: A Pilot Study. *J Biomech Eng*. United States; 2018 Oct;140(10).

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2017; 49/72 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 1,916; Quartile: Q3

3.3 RELACIÓN ENTRE LOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS Y LOS ESTUDIOS DEL COMPENDIO

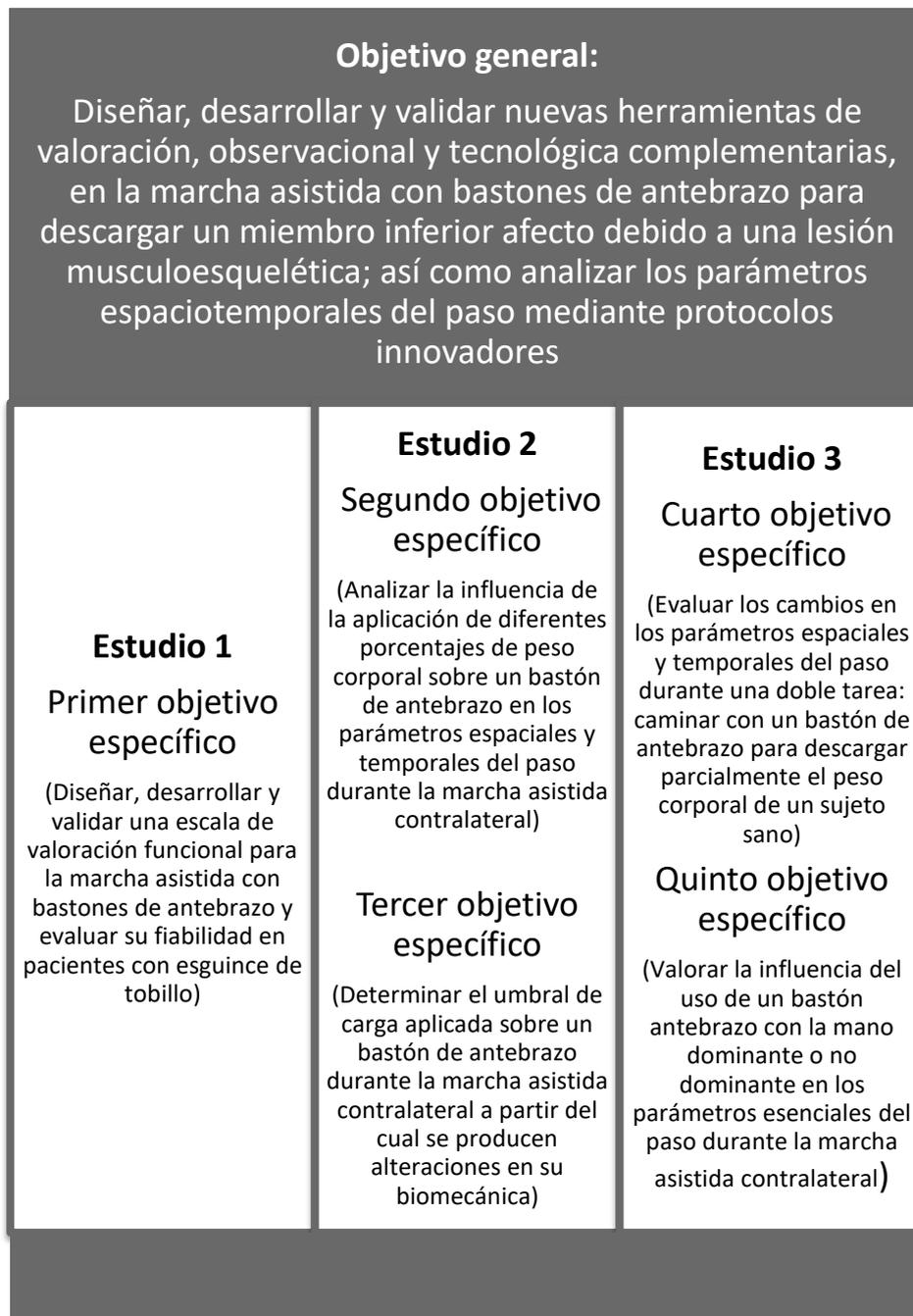


FIGURA 11. Relación entre los objetivos específicos y los estudios del compendio.

4. DISCUSIÓN

La presente Tesis Doctoral supone un abordaje novedoso de la valoración del paciente en el campo de la Fisioterapia músculo-esquelética o traumatológica, que favorece la práctica basada en la evidencia científica en esta área. Concretamente, esta investigación se centra en el proceso de reeducación funcional de la marcha asistida de pacientes que precisan del uso de bastones de antebrazo debido a una lesión musculoesquelética de miembro inferior para descargar parcialmente su peso corporal. En primer lugar, se presenta el diseño y validación de una escala de valoración funcional de la marcha asistida con bastones de antebrazo. En segundo lugar, se muestra el estudio de los parámetros esenciales del paso (como longitud del paso, tiempo del paso y velocidad) en la marcha asistida como tarea doble, en la que se considera el uso del bastón como efecto distractorio de la marcha del sujeto. Este análisis incluye el estudio de la influencia de la dominancia como elemento coordinativo en la doble tarea de la marcha asistida unilateral. Por último, se expone el estudio del nivel de carga ejercida sobre el bastón de antebrazo en los citados parámetros del paso. Todo ello es encuadrado en una Tesis por Compendio de tres Publicaciones Científicas en revistas indexadas en *Journal Citation Reports*.

Los sistemas de evaluación a través de medios observacionales y tecnológicos han sido complementados de forma novedosa en esta Tesis Doctoral. Esta combinación posibilita la evaluación integral u holística, así como analítica, del paciente. Los sistemas tecnológicos, aunque poseen un alto grado de objetividad y aportan datos cuantitativos, precisan de la evaluación observacional para ser efectivos. Las herramientas de valoración observacional, por su parte, requieren del uso de medios instrumentales que apoyen la fiabilidad de los datos que se proporcionan en el ámbito investigador. De este modo, la complementación de ambos métodos de evaluación conlleva una minimización de sus limitaciones. Además, esta suma aporta resultados altamente objetivos y fiables, que tienen en cuenta tanto la visión analítica como global del paciente y que son extrapolables a la práctica diaria en Fisioterapia al provenir del razonamiento clínico. Así, se logra mejorar

la calidad de las intervenciones clínicas, contribuir a la protocolización de tratamientos, optimizar los tiempos y reducir el número de recaídas en pacientes que precisan descargar un miembro inferior afecto debido a una lesión musculoesquelética.

El empleo de medios tecnológicos es aplicado de forma innovadora a la reeducación de la marcha en el campo de la Fisioterapia traumatológica. Por un lado, el Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas para la Marcha Asistida(111). Se trata del primer instrumento de registro y control de las cargas ejercidas sobre bastones de antebrazo, patentado en el año 2012 en España con extensión internacional(113). Por otro lado, el Sistema Vicon de Análisis de Movimiento(110). Ampliamente utilizado en el estudio de la marcha, Vicon permite analizar de forma objetiva y contrastable el movimiento en los tres planos del espacio. Tanto el Sistema GCH 2.0 como el Sistema Vicon de Análisis de movimiento hacen posible las mediciones durante el ciclo completo de la marcha. Ambos sistemas son aplicados dentro de un protocolo específico diseñado para evaluar la marcha asistida con bastones de antebrazo.

El estudio de la marcha asistida realizado en condiciones de laboratorio, en un pasillo de marcha y mediante sistemas tecnológicos validados(110,111) proporciona información objetiva y fiable para caracterizar el movimiento acontecido durante el ciclo de la marcha(61,62). El análisis de los datos generados permite dar respuesta a cuestiones que se plantean en el trabajo clínico y guiar, por tanto, las actuaciones terapéuticas en la reeducación de la marcha de pacientes que precisen descargar un miembro inferior afecto. De este modo, se consigue aumentar la eficacia de los tratamientos aplicados, en los que se minimice el tiempo de tratamiento y se evite la aparición de recaídas y recidivas en la lesión. Asimismo, se asientan las bases para establecer futuros protocolos de intervención, en función de la patología y la fase de tratamiento en la que se encuentre el paciente, basados en la evidencia científica(115).

En cuanto a la organización del apartado de discusión, éste se subdivide en cinco partes. Las tres primeras se corresponden con los cuatro objetivos específicos presentados. Es decir, el diseño, desarrollo y validación de una escala de valoración funcional de la marcha asistida, el análisis de la

influencia de diferentes porcentajes de peso corporal sobre un bastón de antebrazo en los parámetros esenciales de la marcha, el estudio de los cambios que se producen en estos parámetros durante la marcha asistida como tarea doble y la determinación de la influencia del uso del bastón con la mano dominante o no dominante en los citados parámetros esenciales de la marcha. La cuarta sección de la discusión hace referencia a los efectos observados acerca de la simetría de la marcha y la quinta y última recoge las limitaciones de los artículos que componen esta Tesis y los futuros estudios que se proponen como prospectiva.

4.1. Diseño, desarrollo y validación de la escala CHAGS de valoración observacional de la marcha asistida

La creación, desarrollo y validación de la escala CHAGS de marcha asistida da respuesta a la ausencia de herramientas de análisis visual de la marcha en pacientes que necesitan del uso de bastones de antebrazo durante el proceso de recuperación de lesiones musculoesqueléticas de miembro inferior. A pesar de tratarse de una modalidad de marcha comúnmente realizada y fundamental en el proceso de reeducación de multitud de lesiones, tal como ha sido expuesto en el apartado de introducción, ninguna escala la evaluaba de forma específica. En este sentido, diferentes escalas publicadas previamente incluían los dispositivos de ayuda a la marcha en sus ítems. La herramienta *Observational Gait Scale*, diseñada por Boyd y Graham(70) en 1999 y posteriormente validada por Mackey et al.(116) en el año 2003 considera el uso de dispositivos de ayuda (andador, empleado con asistencia o de forma independiente, bastones o ningún dispositivo externo) como uno de sus ítems a valorar en pacientes con parálisis cerebral. La escala *Rivermead Visual Gait Assessment*, que fue diseñada y validada por Lord et al.(117) en el año 1998 contiene el registro del posible empleo de un dispositivo externo para alcanzar los ítems que la componen, dentro de un apartado denominado *Otras desviaciones observadas*. Esta herramienta ha sido analizada en pacientes con alteraciones como ictus, ataxia o esclerosis múltiple(118–120). *Spinal Cord Injury Functional Ambulation Inventory* para sujetos con lesiones medulares, que fue creada y validada por Field-Fote(121)

en 2001, incluye también el uso de dispositivos de equilibrio o descarga de miembro superior (ninguno, bastón(es), bastón(es) cuádruple(s), bastón(es) antebrazo/axilares, andador o paralelas). Cada una de sus opciones se corresponde con una puntuación contabilizada dentro de la evaluación numérica global. Encuadradas también en la evaluación de pacientes con lesiones medulares, las escalas *Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI)*(122) y *Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI II)*(123) consideran el uso de dispositivos de ayuda en su evaluación única. Dicha observación se extiende desde *Camina en paralelas, con ortesis y asistencia de dos personas, menos de 10 metros* ó *Incapaz de mantenerse en pie y/o participar en la marcha asistida* hasta *Camina sin dispositivos de ayuda, sin ortesis y sin asistencia física, 10 metros*. Instrumentos tales como bastones o andador son incluidos en su observación. Si bien los dispositivos de ayuda han sido considerados en las escalas de valoración visual mencionadas, llama la atención que no se haya hallado en la literatura ninguna herramienta observacional que analice la marcha asistida ni los parámetros que la influyen. La viabilidad de la creación de una escala de este tipo para su uso clínico estaría apoyada también por autores como Toro et al.(85), que exponen su preocupación por la falta de herramientas para la evaluación de la marcha en pacientes con lesiones musculoesqueléticas. Frente a ello, numerosas escalas, como las arriba mencionadas, han sido diseñadas con el fin de documentar la marcha de pacientes con alteraciones neurológicas. En este sentido, la escala CHAGS responde a una necesidad clínica, de evaluar, comparar y documentar funcionalmente la marcha de los pacientes que necesitan emplear bastones de antebrazo para la descarga de un miembro inferior lesionado.

4.1.1 Contenido de la escala

En relación a la composición de la escala CHAGS, los 10 ítems que la componen suponen una valoración específica de la marcha asistida (con ítems como la inclinación del bastón o la separación del antebrazo y el bastón) a la vez que una evaluación holística del modo de caminar del paciente (por incluir ítems como la mirada al frente o la fluidez). Esto la convierte en una forma de evaluación completa para objetivar la marcha del usuario y conocer su evolución a lo largo del tratamiento. En este sentido, es

una herramienta factible en todas las fases de la reeducación de la marcha. Ello es debido a que permite una valoración desde el primer momento en el que el paciente puede caminar tras sufrir la lesión y realiza una marcha testimonial y durante las progresiones en la carga de peso corporal sobre el miembro afecto, incluyendo la marcha asistida unilateral tras la retirada de un bastón, hasta alcanzar la marcha libre.

Además del diseño y desarrollo de la escala CHAGS de valoración de la marcha asistida con bastones de antebrazo, el primer estudio del Compendio incluye su validación y análisis de fiabilidad. Para validar la herramienta, se empleó la Escala de Viel(87) de análisis de la marcha, con la que mostró altas correlaciones. El estudio de validación y fiabilidad fue realizado en pacientes que sufrían esguince de tobillo, debido a las exigencias de publicación actuales de las revistas de impacto indexadas en *Journal Citation Reports*. A pesar de ello, se llevó a cabo un estudio piloto previo en sujetos sanos. En ellos, se pudo evaluar aisladamente la marcha con uno y con dos bastones de antebrazo a efectos coordinativos, sin la influencia de ninguna lesión, alteración o dolencia que pudiese modificar su patrón de marcha asistida. Independientemente de los estudios realizados hasta la fecha, la escala fue pensada para evaluar la marcha de cualquier paciente que precise descargar un miembro afecto debido a una lesión musculoesquelética. Es decir, con independencia de la patología. La posterior aplicación de la escala CHAGS será propuesta en la sección de prospectiva.

La escala CHAGS fue diseñada para su uso en las modalidades de marcha asistida bilateral o con dos bastones de antebrazo y unilateral contralateral o con un único bastón. Sin embargo, el ítem de valoración de la disociación entre cintura pélvica y escapular tuvo que ser excluido de la evaluación de la marcha asistida bilateral. Esta eliminación se debió a que el avance de los dos bastones de forma simultánea impedía la rotación de la escápula. Además, consecuentemente el braceo alternativo característico de la marcha normal se suprimía(124). Inicialmente, los autores decidimos excluir también el ítem de valoración del desplazamiento del centro de gravedad de esta modalidad. Sin embargo, se observó que algunos pacientes llegaban a

alterar su centro de gravedad a causa de la asimetría de las cargas y la diferencia de inclinación entre ambos bastones.

4.1.2 Aplicación clínica e interpretación

Respecto a la aplicación de la escala CHAGS en el ámbito clínico, se recomienda a los evaluadores un periodo de aprendizaje. El objeto de esta fase preliminar es adquirir habilidades en su manejo(72,117). Un entrenamiento con varios individuos sería suficiente, al tratarse de una herramienta fácil de utilizar en la que cada parámetro es observado con independencia al resto. La observación individual de los ítems permite focalizar la atención sobre un único evento para su correcta observación y documentación. A pesar de ello, se recomienda un examen visual global que ayude a tener una concepción general de la marcha del paciente y favorezca el posterior reconocimiento de cada ítem.

Respecto a la interpretación de la escala CHAGS, existen dos formas posibles y útiles para la evaluación inicial, evolutiva y final del paciente. Por un lado, la puntuación global de la escala, que tiene un máximo de 40 puntos para la marcha asistida bilateral y 36 para la unilateral. Ambos resultados reflejan una marcha correcta. Por otro lado, la puntuación analítica de cada uno de los ítems, evaluados en una escala de 5 puntos (0-4), similar al de otras herramientas de análisis visual de la marcha(92,121,125). Esta valoración analítica de cada ítem de la escala permite identificar los errores que comete el paciente para trabajar específicamente sobre ellos.

Dentro de la aplicabilidad clínica de esta escala, destacamos su utilidad como sistema de feedback. El fisioterapeuta será quien proporcione al paciente un feedback de tipo acústico, prácticamente inmediato (ya que es recibido de forma simultánea mientras camina), que aportará datos sobre el rendimiento de la marcha (por ejemplo, si mantiene el ritmo correctamente o separa el antebrazo del bastón) y preceptivo (debido a que ofrecerá el modo de corregir los posibles errores)(126). De esta forma, la identificación de errores, como puede ser la asimetría entre la longitud del paso derecho y el izquierdo o la falta de apoyo simultáneo entre el pie y el bastón, en la que el talón contacta antes con el suelo, y su corrección, facilitará el desempeño de una

marcha asistida correcta(126). Éste es el motivo por el que la evaluación individualizada de cada ítem es considerada un valor añadido de la escala.

En definitiva, la escala CHAGS es una herramienta útil para el análisis funcional de la marcha asistida al inicio del tratamiento, durante su evolución y al finalizar el mismo. Además, ha demostrado ser objetiva, rigurosa y eficiente(127). Es fácil de utilizar y no requiere recursos espaciotemporales o económicos, lo que la convierte en una herramienta factible para su uso clínico(28).

4.2. Análisis de la influencia de la carga ejercida sobre un bastón de antebrazo en los parámetros espaciotemporales del paso durante la marcha asistida

El segundo estudio del compendio de esta Tesis Doctoral analizó la influencia del nivel de carga aplicada sobre el bastón de antebrazo en los parámetros espaciotemporales del paso. Los participantes de este estudio realizaron dos modalidades de marcha: marcha sin bastones o libre y marcha asistida unilateral contralateral con bastón de antebrazo. Las cargas aplicadas durante esta modalidad fueron: carga libre, en la que se pidió a los pacientes que caminasen de forma cómoda; 25%; y 50% de su peso corporal o máxima carga posible. Para los dos últimos casos, las cargas se mantuvieron dentro de un margen de tolerancia previamente establecido del 5%. El Sistema GCH 2.0 de Medición de Cargas para la Marcha Asistida y el GCH Control Software 1.0(111) fueron empleados a tal efecto. De este modo, los observadores pudieron visualizar las cargas a tiempo real y dar instrucciones verbales a los participantes para aplicar el porcentaje de peso corporal requerido.

Esta metodología de investigación obligó a constituir una muestra integrada por sujetos sanos, carentes de cualquier patología que pudiese alterar el patrón de marcha normal(4,128). Además, la presencia de una lesión de miembro inferior que requiriese de una descarga de peso corporal no hubiese permitido realizar y comparar la modalidad de marcha sin bastones con diferentes niveles de carga aplicados sobre un bastón de antebrazo. El estudio de la descarga de diferentes porcentajes de peso corporal posibilitó la comprensión de las compensaciones que tienen lugar durante la marcha

asistida. Dichas compensaciones son perjudiciales y pueden conllevar alteraciones biomecánicas como desviaciones vertebrales o sobrecargas articulares o musculares, entre otras(22). Es decir, una posición o gesto incorrecto durante la recogida de datos resulta perjudicial para el sujeto, pudiendo además agravar una lesión preexistente(41).

4.2.1 Efectos sobre los parámetros espaciotemporales del paso

La longitud del paso, el tiempo del paso y la velocidad de la marcha mostraron diferencias entre la marcha sin bastones y las diferentes modalidades de marcha asistida (libre o cómoda, 25% y 50% del peso corporal o máximo posible). Los cambios registrados se mantuvieron a medida que se incrementaba la carga ejercida sobre el bastón. Además, se observó una reducción de la longitud del paso, un aumento del tiempo del paso y una reducción de la velocidad de la marcha. Por otro lado, los resultados hallados respecto a estos tres parámetros demostraron menos diferencias cuando se compararon dos niveles consecutivos de carga. Es decir, en las comparaciones entre: marcha sin bastones y carga libre, carga libre y 25% del peso corporal, y 25% y 50% del peso corporal. Por tanto, cuanto mayor fue la carga ejercida, más se modificaron los parámetros del paso, alejándose progresivamente del patrón de marcha correcto para la marcha sin bastones(22).

La longitud, el tiempo y el ángulo del paso son los tres parámetros que permitieron una medición bilateral, es decir, para los pasos homolateral y contralateral al bastón. De ellos, la longitud fue el parámetro más constante, a pesar de que los sujetos cumplieren con los requerimientos de carga. El aumento de la carga solicitada fue una progresión en el grado de dificultad de la marcha, compensada a través del aumento del tiempo de los pasos y la disminución de la velocidad(50). Los cambios en dichos parámetros se debieron a los ajustes biomecánicos realizados como mecanismos de compensación. Cuando la fuerza ejercida sobre el bastón era excesiva, resultaba muy difícil para los sujetos mantener la estabilidad del área corporal proximal (tronco, pelvis, etc.). Esto es debido a la inclinación vertebral y, por tanto, la desviación del centro de gravedad, necesarias en altos niveles de carga. El ángulo del paso fue el parámetro que mostró más dispersión, sin

seguir un patrón característico en relación con las variables estudiadas. Las mediciones realizadas respecto al ancho del paso mostraron escasas diferencias entre las modalidades de marcha solicitadas, que no fueron consideradas clínicamente relevantes. A pesar de los resultados hallados en el ángulo y el ancho del paso, la experiencia clínica nos indica que sería conveniente estudiar estos parámetros en más profundidad para conocer su comportamiento ante la aplicación de diferentes niveles de carga sobre el bastón de antebrazo.

4.2.2 Progresión de la marcha asistida bilateral a unilateral

En cuanto a las recomendaciones clínicas acerca del paso de la marcha asistida bilateral a unilateral, la tendencia clínica indicaba que se debía retirar un bastón de antebrazo cuando el paciente podía cargar el 50% de su peso corporal sobre el miembro afecto(39,40). Se asumía, por tanto, que el 50% restante quedaría aplicado sobre el bastón de antebrazo. Dicha indicación fue rechazada sistemáticamente en base a los resultados de esta investigación, que demostraron que la reeducación de la marcha no es correcta ni funcional cuando se descarga el 50% del peso corporal o el máximo porcentaje posible sobre un único bastón de antebrazo. En muchos casos, además, los sujetos no eran capaces de alcanzar el 50% de carga a pesar de forzar las compensaciones necesarias (desplazamiento del centro de gravedad fuera de la base de sustentación, inclinación del bastón, etc.). En este sentido, la máxima carga posible fue solicitada por los evaluadores tras comprobar que los sujetos eran incapaces de descargar el 50% de su peso corporal sobre el bastón. Esta máxima carga no llegó al 40% en algunos participantes. Otros consiguieron alcanzar el 50% aunque no lo pudieron mantener más de unos segundos. Diferentes autores han establecido que el patrón de marcha se altera biomecánicamente cuando la carga aplicada sobre un bastón de antebrazo durante la marcha asistida unilateral es superior al 25% del peso corporal(129,130). En este sentido, los resultados obtenidos mostraron modificaciones también entre el 25% y el 10% de peso corporal descargado. El patrón de marcha funcional desempeñado durante la marcha libre, que coincidió con la aplicación del 10% de peso corporal, se desvirtualizó al aumentar la descarga de peso al 25%. Este porcentaje, sin embargo, no se

correspondió con una marcha biomecánicamente correcta, que implicase el mantenimiento de la alineación corporal, el desarrollo de un movimiento fluido y el apoyo simultáneo del talón y el bastón, entre otros.

4.3. Análisis de los parámetros espaciotemporales del paso durante la marcha asistida como tarea doble (dual-task)

El tercer estudio objeto de esta Tesis Doctoral analizó la influencia que un bastón de antebrazo contralateral ejerce sobre la marcha mediante los cambios acontecidos en los parámetros espaciotemporales del paso. Así, este análisis de la marcha asistida como tarea doble y el estudio presentado anteriormente sobre la influencia de la carga en la marcha son complementarios en el estudio de la marcha asistida con un bastón de antebrazo. Ambos conducen a una mayor comprensión de esta modalidad de marcha, posibilitando una mejora en la reeducación funcional de multitud de pacientes que precisan descargar un miembro inferior afecto durante su proceso de recuperación.

En este artículo se aisló el efecto del bastón para conocer su interferencia. Es decir, se evitaron tanto la presencia de cualquier patología o alteración, que pudiese modificar la marcha del sujeto, como el requerimiento de carga. Por tanto, se pidió a los participantes que ejerciesen la cantidad de peso que considerasen necesaria para caminar de forma cómoda. De este modo, los sujetos caminaron sin prestar atención a la carga aplicada sobre el bastón de antebrazo. Ante este requerimiento, las mediciones registradas a través el Sistema GCH 2.0(111) fueron muy próximas al 10% del peso corporal. Estos resultados coincidieron con los hallazgos del segundo estudio del compendio de esta Tesis. Ambos análisis sugieren que las alteraciones de la marcha aparecen cuando se aplican porcentajes más elevados que el 10% del peso corporal sobre un único bastón. Este porcentaje, por el contrario, garantizaría el desarrollo de un patrón de marcha correcto. Las investigaciones ejecutadas nos llevan a defender, por tanto, que a partir del 10% del peso corporal debe ser añadido un segundo bastón de antebrazo. En estos casos, la realización de una marcha asistida bilateral permitirá mantener un patrón correcto y funcional de marcha, sin alterar la alineación corporal ni los parámetros del paso.

Tal como ha sido mencionado en el párrafo anterior, la muestra fue compuesta por sujetos sanos, eludiendo la presencia de cualquier patología o alteración (por ejemplo, sensitivas, coordinativas o de equilibrio) que pudiese alterar el gesto correcto de la marcha(4,128). Además, sólo una muestra integrada por participantes desprovistos de patología permitiría cambiar el bastón de un miembro superior al contralateral para analizar la influencia de la dominancia en los parámetros esenciales del paso. Estos factores posibilitaron el desarrollo de un patrón de marcha biomecánicamente correcto durante la marcha asistida unilateral.

El análisis de la marcha fue realizado desde el paradigma de las tareas dobles(43,44,46). Como ha sido expuesto previamente, la inclusión del bastón en la marcha del usuario supone un efecto distractorio. Se trata, por tanto, de una tarea más compleja, que deja de ser automática y afecta a los requerimientos atencionales y coordinativos de la marcha(44,129,131). Wellmon et al.(44), en su estudio publicado en 2006, y posteriormente, Muir-Hunter et al.(43), en 2017, consideraron que la marcha asistida constituye una doble tarea, de complejidad aumentada debido al uso del dispositivo de ayuda. A pesar de ello, no se ha encontrado en la literatura ningún estudio que analice la marcha asistida con dispositivos externos como una tarea doble. Jayakaran et al.(42) analizaron en 2014 la influencia del empleo de un bastón de mano en la duración de las fases de oscilación y de apoyo del ciclo de la marcha, así como sobre el tiempo de apoyo monopodal y de apoyo bipodal. Realizado en sujetos sanos, este estudio concluyó que los dispositivos de ayuda modifican ambas fases del ciclo de la marcha. Aunque no mencionaron que se tratase de una tarea doble, el planteamiento presentado fue muy similar al de este paradigma. Los autores pusieron de manifiesto la necesidad de investigar más profundamente sobre el efecto de los dispositivos de ayuda en los parámetros de la marcha. Nuestro estudio es, por todo ello, novedoso en la aplicación del paradigma de las tareas dobles (dual-task) a la marcha asistida, y concretamente, al empleo de un bastón de antebrazo portado por el miembro superior dominante y no dominante.

4.3.1 Cambios producidos en los parámetros espaciotemporales del paso

Los resultados obtenidos en el análisis de la longitud del paso, el tiempo del paso y la velocidad mostraron diferencias entre la marcha sin bastones y la marcha asistida unilateral. Estas variaciones se explicaron por la necesidad de adaptarse al uso del bastón cuando la coordinación era insuficiente para realizar ambas tareas de forma simultánea y con efectividad. Se produjo entonces una reducción de la longitud del paso, un aumento del tiempo del paso y una disminución de la velocidad de la marcha. Estos hallazgos son apoyados por diferentes autores. Schabrun et al.(132) y Learmonth et al.(133), en sus estudios publicados en 2016 y 2014 respectivamente, encontraron disminuciones de la longitud del paso y la velocidad, así como aumentos en el tiempo del paso en dobles tareas cognitivas que implicaban la marcha. Montero-Odasso et al.(134), por su parte, demostraron en 2009 que la realización de una tarea simultánea a la marcha (en este caso, contar hacia atrás desde 100) genera un aumento del tiempo del paso, acompañado por una reducción de la velocidad. Este cambio en la velocidad de la marcha es secundado también por Kelly et al.(53). Rochester et al.(135), por otro lado, evidenciaron en 2007 la reducción de la velocidad y la longitud del paso debidas a la inclusión de una tarea simultánea a la marcha.

Con respecto a la longitud del paso, este parámetro fue el mejor adaptado a las nuevas demandas de la doble tarea ejecutada, ya que mostró menos diferencias significativas entre la marcha sin bastones y la marcha asistida unilateral que el tiempo del paso y la velocidad. De este modo, la longitud del paso se mantuvo sin cambios en participantes que eran considerados como coordinados. En estos casos, el nivel de coordinación dio lugar a una reducción en las demandas atencionales de la marcha. Como resultado, la doble tarea fue ejecutada de forma satisfactoria(44,48).

El ancho y el ángulo del paso, por su parte, no mostraron un patrón característico en relación con las variables estudiadas. El análisis efectuado demostró, por tanto, que ambos parámetros no se ven modificados al incluir el efecto de un bastón de antebrazo sobre la marcha del sujeto. Un aumento del ancho del paso podría ser esperado en la marcha asistida respecto a la

marcha sin bastones para aumentar la base de sustentación, como respuesta al mayor requerimiento coordinativo(136). Sin embargo, este cambio podría producirse en casos de mayor inestabilidad, como ocurre con frecuencia en los pacientes con alteraciones neurológicas(137).

4.3.2 Influencia de la dominancia en la marcha asistida unilateral como tarea doble

Por otro lado, el efecto de la dominancia sobre la marcha asistida unilateral contralateral en dos tiempos fue analizado en el tercer estudio presentado en esta Tesis. Así, se examinó la influencia de la coordinación en la tarea doble que supone la marcha asistida con un bastón de antebrazo. La longitud del paso, el tiempo del paso y la velocidad de la marcha mostraron menos diferencias significativas cuando el bastón era portado por la mano dominante. Es decir, el uso de este dispositivo con el miembro dominante produjo una mejor adaptación a las demandas de la marcha asistida, dando lugar a una marcha más efectiva(58). Los resultados hallados durante la validación de la escala CHAGS ya sugirieron la interferencia de la dominancia sobre los parámetros de la marcha. Los pacientes que portaban el bastón con su mano dominante obtuvieron en esta investigación mayores puntuaciones que aquellos que empleaban su mano no dominante. Sin embargo, dicho estudio consideraba el bastón portado por la mano dominante o no dominante en función de la lateralidad de la lesión del paciente. La presencia de patología impedía cambiar el bastón de un miembro superior a otro y realizar, por tanto, una comparación entre ambas modalidades de marcha asistida unilateral contralateral. La consideración de los parámetros esenciales del paso cuando el bastón era portado por la mano dominante y no dominante permitió confirmar que la lateralidad y, por tanto, la coordinación, tienen influencia sobre la marcha asistida. Las habilidades coordinativas del sujeto determinan la presencia de un adecuado control del bastón durante la marcha asistida.

4.3.4 Relación entre el efecto de la inclusión de un bastón y el aumento de la carga aplicada en la marcha asistida

Los cambios registrados en los parámetros espaciotemporales del paso al añadir un bastón de antebrazo y al incrementar la carga ejercida sobre este dispositivo mostraron elevadas coincidencias. Ambos produjeron una disminución de la longitud del paso y de la velocidad de la marcha, acompañada por un aumento del tiempo del paso. Además, ninguno de ellos registró un patrón característico para el ancho y el ángulo del paso. La modificación del uso del bastón entre la mano dominante y no dominante también tuvo influencia sobre los citados parámetros. La marcha asistida fue más efectiva cuando se empleó la mano dominante. Se trata, por tanto, de adaptaciones a los nuevos requerimientos de la marcha. Tanto la inclusión de un bastón sobre la marcha del usuario, como uso del bastón con la mano no dominante y el aumento de la carga ejercida suponen un aumento en la dificultad de la tarea. En el caso de la dominancia, estos efectos deberán ser contrarrestados con un proceso de aprendizaje(138). Así se podrá trabajar sobre las habilidades coordinativas del paciente para realizar una correcta marcha asistida en los casos en los que la lesión requiera que el bastón sea portado por la mano no dominante. En el caso del aumento de carga, se deberá añadir un segundo bastón de antebrazo cuando se requiera una carga superior al 10% del peso corporal del paciente. De este modo, también se efectuará un patrón correcto de marcha, que permita mantener los parámetros esenciales del paso de forma muy similar a los que se tendrían en la marcha normal o sin bastones.

4.4 Efectos sobre la simetría de la marcha

La simetría es un parámetro de considerada relevancia en todos los artículos que conforman esta Tesis. Además, en los dos estudios realizados acerca de los parámetros espaciotemporales del paso se llevó a cabo un análisis cuantitativo de la simetría de un paso respecto al contralateral. De este modo, se pudieron examinar los cambios acontecidos en la simetría de la marcha. Por un lado, en el Segundo Estudio del Compendio, acerca de la influencia de la carga ejercida sobre un bastón de antebrazo en la marcha

asistida. Los resultados del análisis de los parámetros del paso homolateral al bastón respecto al contralateral sugirieron que los pacientes contaban con un nivel de coordinación suficiente para realizar las descargas requeridas sin alterar la simetría del paso(44). Las escasas mediciones que mostraron diferencias fueron argumentadas porque el requerimiento de carga era alto y la marcha desarrollada no fue funcional. En estos casos la demanda de la marcha asistida fue, por tanto, mayor. Por otro lado, en el Tercer Estudio del Compendio, en el que la marcha asistida fue analizada como tarea doble, el paso izquierdo y el paso derecho demostraron ser similares. La doble tarea que supuso el uso del bastón de antebrazo no alteró la simetría de los pasos. Este hallazgo se explicó por el nivel de coordinación y el aprendizaje previo del gesto de la marcha asistida de los sujetos de estudio(44). Además, todos los participantes eran sanos y, en este caso, la carga ejercida sobre el bastón fue mínima. Por los motivos expuestos, en esta investigación se dieron las condiciones ideales para una marcha funcional, óptima y simétrica.

Una tendencia clínica a la asimetría de la marcha fue observada, sin embargo, en ambos estudios. Dicha tendencia, considerada relevante desde el punto de vista clínico, estuvo influenciada por la presencia del bastón, por el nivel de carga ejercido y por la dominancia de los participantes. Cuando el bastón era portado por la mano no dominante, se advirtió una tendencia a aumentar el tiempo y reducir la longitud y la velocidad del paso contralateral al bastón(139). Este dato resalta la importancia de la dominancia en el campo de la reeducación de la marcha(140).

La relevancia de la observación y valoración de la simetría fue especificada como parte de la aplicabilidad clínica de la escala CHAGS de marcha asistida con bastones de antebrazo, en el primer estudio del Compendio de esta Tesis Doctoral. Uno de los ítems de la misma es la simetría de la longitud del paso, parámetro a observar con objeto de identificar errores y aplicar las correcciones necesarias para una adecuada reeducación funcional de la marcha. En la misma línea, los dos estudios posteriores presentados en el Compendio de la presente Tesis destacaron la importancia de prestar especial atención a la simetría de la marcha especialmente: en pacientes con un bajo nivel de coordinación (debido a sus propias

características o como resultado de la afectación propioceptiva derivada de la lesión(141), cuando su patología exija que el bastón sea portado por la mano no dominante y cuando se descarguen altos porcentajes de peso corporal. A pesar de ello, a partir del 10% del peso corporal será necesario emplear un segundo bastón de antebrazo, tal como es puesto de manifiesto en esta investigación.

En cuanto al alcance por parte del paciente de una marcha asistida correcta, el proceso de aprendizaje de esta doble tarea posibilitará su adecuado control, hasta alcanzar su automatización. Es decir, se conseguirá el desarrollo de la marcha asistida sin prestar atención al uso del bastón. En este sentido, otros autores como Brustio et al.(48) o Liu et al.(142) han demostrado la optimización del desarrollo de dobles tareas motoras que implican a la marcha como resultado del entrenamiento.

Un adecuado proceso de aprendizaje frenará el desarrollo de gestos incorrectos durante la marcha (debido a la asimetría en la longitud del paso o a la arritmicidad de los pasos, por ejemplo). Las correcciones efectuadas permanecerán además en el tiempo cuando el paciente no necesite del empleo del bastón. Así, se realizará una correcta reeducación de la marcha, optimizando el tiempo de tratamiento y evitando recaídas en la lesión(22).

4.5 Limitaciones y prospectiva

Una de las limitaciones de esta Tesis estuvo relacionada con la muestra empleada en la validación de la escala CHAGS, que estuvo compuesta por pacientes con esguince de tobillo. A pesar de ello, el estudio piloto previo realizado en sujetos sanos permitió valorar aisladamente la marcha asistida, sin la interferencia de ninguna lesión que la pudiese alterar. Aun así, proponemos el desarrollo de una futura investigación de aplicación de la escala CHAGS en participantes sanos, carentes de cualquier patología, lesión o dolencia que pueda modificar el gesto de la marcha.

Por otro lado, consideramos que el tamaño muestral es una limitación del Segundo y el Tercer artículo del Compendio de esta Tesis Doctoral. En ambos casos se trató de un pilotaje, debido a la dificultad que supuso el procesamiento de los datos de cada sujeto para el exhaustivo análisis tecnológico realizado. Por ello, proponemos la realización de ambos estudios en una muestra más amplia, que permita la confirmación de los resultados obtenidos.

Finalmente, planteamos como prospectiva el análisis de los parámetros relativos al tronco (disociación entre cintura pélvica y escapular, desviación del centro de gravedad, etc.) y a los miembros superiores que pueden tener influencia sobre la marcha asistida unilateral con un bastón de antebrazo para examinar las asimetrías de dichos segmentos corporales(6,143).

5. CONCLUSIONES

Las conclusiones derivadas de los estudios presentados en el Compendio de Publicaciones de esta Tesis Doctoral son las siguientes:

Hemos diseñado, desarrollado y validado nuevos métodos de valoración, observacional y tecnológico complementarios, en la marcha asistida con bastones de antebrazo para descargar un miembro inferior afecto debido a una lesión musculoesquelética.

La escala de valoración de la marcha asistida con bastones de antebrazo *Chamorro Assisted Gait Scale* ha sido diseñada para evaluar la marcha de pacientes que precisen descargar un miembro inferior afecto debido a una lesión musculoesquelética. Esta herramienta ha demostrado ser un método válido y fiable para analizar la marcha de pacientes que padecen esguince de tobillo y que necesitan emplear bastones de antebrazo durante su proceso de recuperación funcional.

Por otro lado, diferentes medios tecnológicos existentes para el análisis de la marcha han sido aplicados de forma innovadora a la marcha asistida para obtener resultados útiles y aplicables a su reeducación funcional en los ámbitos clínico y científico. Así, un sistema de análisis en movimiento en 3D ha sido adaptado y empleado junto con bastones instrumentados. Hemos identificado aspectos clínicamente relevantes a los que se debe prestar especial atención durante el aprendizaje de la marcha asistida para su correcta reeducación.

El aumento de carga ejercida sobre un bastón de antebrazo durante la marcha asistida contralateral produce una reducción de la longitud del paso, acompañada por un aumento del tiempo del paso y una disminución de la velocidad de la marcha. Los resultados de este estudio piloto han mostrado que el ancho del paso y el ángulo del paso no se ven alterados por el aumento de carga aplicada sobre el bastón. Sin embargo, la experiencia clínica nos hace ser cautos con este hallazgo a la espera de desarrollar esta línea en profundidad.

El análisis de la influencia de diferentes porcentajes de peso corporal aplicados a un bastón de antebrazo ha mostrado que un único bastón debe ser empleado siempre que la carga aplicada sobre el dispositivo no supere el 10% del peso corporal del sujeto. A partir de este porcentaje se deberá realizar una marcha asistida bilateral para asegurar el desarrollo de un correcto patrón de marcha.

El efecto del empleo de un bastón de antebrazo para descargar parcialmente el peso corporal durante la marcha asistida contralateral analizada como tarea doble da lugar a una reducción de la longitud del paso, un aumento del tiempo del paso y una disminución de la velocidad de la marcha. El ancho del paso y el ángulo del paso no son modificados por la presencia del bastón de antebrazo en esta doble tarea.

La marcha asistida unilateral contralateral es más efectiva cuando el bastón de antebrazo es portado por la mano dominante. Este hallazgo indica que el fisioterapeuta debería prestar especial atención al proceso de enseñanza-aprendizaje de esta tarea cuando el bastón sea portado por la mano no dominante, dada su mayor exigencia coordinativa.

6. REFERENCIAS

1. Fasano A, Bloem BR. Gait disorders. *Continuum*. 2013 Oct;19(5):1344–82.
2. Ridao-Fernández C, Chamorro-Moriana G, Ojeda J. Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study. *Biomed Eng Online*. 2018 Jul;17(1):98.
3. Moevus A, Mignotte M, de Guise JA, Meunier J. A perceptual map for gait symmetry quantification and pathology detection. *Biomed Eng Online*. 2015 Oct;14:99.
4. Mummolo C, Mangialardi L, Kim JH. Quantifying dynamic characteristics of human walking for comprehensive gait cycle. *J Biomech Eng*. 2013 Sep;135(9):91006.
5. Viladot-Voegeli A. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Primera ed. Barcelona: Springer; 2000.
6. Dedieu P, Zanone PG. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Hum Mov Sci*. 2012 Jun;31(3):660–71.
7. Sánchez-Lacuesta JJ, Prat-Pastor JM. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1999.
8. Miralles Marrero RC, Miralles-Rull I. *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona: Masson; 2007.
9. Dietz V. Physiology of human gait. Neural processes. *Adv Neurol*. 2001;87:53–63.
10. Burlon C, Lehenaff L, Batifoulier C, Bordier A, Chatenet A, Desailly E, et al. Dual-tasking postural control in patients with right brain damage. *Gait Posture*. 2014 Jan;39(1):188–93.
11. Decker LM, Cignetti F, Potter JF, Studenski SA, Stergiou N. Use of motor abundance in young and older adults during dual-task treadmill walking. *PLoS One*. 2012;7(7):e41306.

12. Benvenuti F. Physiology of human balance. *Adv Neurol.* 2001;87:41–51.
13. Afzal MR, Oh MK, Choi HY, Yoon J. A novel balance training system using multimodal biofeedback. *Biomed Eng Online.* 2016 Apr;15:42.
14. Li M, Li P, Tian S, Tang K, Chen X. Estimation of Temporal Gait Parameters Using a Human Body Electrostatic Sensing-Based Method. *Sensors.* 2018 May;18(6).
15. Wang JS, Lin CW, Yang YTC, Ho YJ. Walking pattern classification and walking distance estimation algorithms using gait phase information. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2012 Oct;59(10):2884–92.
16. Begg RK, Sparrow WA. Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. *J Med Eng Technol.* 2006;30(6):382–9.
17. Bertoli M, Cereatti A, Trojaniello D, Avanzino L, Pelosin E, Del Din S, et al. Estimation of spatio-temporal parameters of gait from magneto-inertial measurement units: multicenter validation among Parkinson, mildly cognitively impaired and healthy older adults. *Biomed Eng Online.* 2018 May;17(1):58.
18. Monticone M, Ambrosini E, Fiorentini R, Rocca B, Liquori V, Pedrocchi A, et al. Reliability of spatial-temporal gait parameters during dual-task interference in people with multiple sclerosis. A cross-sectional study. *Gait Posture.* 2014 Sep;40(4):715–8.
19. Daza-Lesmes J. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Bogotá (Colombia): Panamericana; 2007.
20. Wallmann HW. Introduction to observational gait analysis. *Home Health Care Manag Pract.* 2009;22(1):66–8.
21. Bae J, Kong K, Byl N, Tomizuka M. A mobile gait monitoring system for abnormal gait diagnosis and rehabilitation: a pilot study for Parkinson disease patients. *J Biomech Eng.* 2011 Apr;133(4):41005.
22. Chamorro-Moriana G, Ridao-Fernández C, Ojeda J, Benítez-Lugo M, Sevillano JL. Reliability and Validity Study of the Chamorro Assisted Gait Scale for People

- with Sprained Ankles, Walking with Forearm Crutches. *PLoS One*. 2016;11(5):e0155225.
23. Ridao-Fernández C, Ojeda J, Chamorro-Moriana G. Analysis of spatial and temporal step parameters during assisted gait as a dual-task: a pilot study. *J Biomech Eng*. 2018 Oct;140(10).
 24. Chamorro-Moriana G, Rebollo-Roldán J, Jiménez-Rejano JJ, Chillón-Martínez R, Suárez-Serrano C. Design and validation of GCH System 1.0 which measures the weight-bearing exerted on forearm crutches during aided gait. *Gait Posture*. 2013;37(4):564–9.
 25. Apte S, Plooij M, Vallery H. Influence of body weight unloading on human gait characteristics: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil*. 2018 Jun;15(1):53.
 26. Ferrarello F, Bianchi VA, Baccini M, Rubbieri G, Mossello E, Cavallini MC, et al. Tools for Observational Gait Analysis in Patients With Stroke: A Systematic Review. *Phys Ther*. 2013;93(12):1673–85.
 27. Martin K, Hoover D, Wagoner E, Wingler T, Evans T, O'Brien J, et al. Development and Reliability of an Observational Gait Analysis Tool for Children with Down Syndrome. *Pediatr Phys Ther*. 2009;21(3):261–8.
 28. Reid S, Held JM, Lawrence S. Reliability and validity of the shaw gait assessment tool for temporospatial gait assessment in people with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011 Jul;92(7):1060–5.
 29. Tyson S, Connell L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2009;23(11):1018–33.
 30. Bachschmidt RA, Harris GF, Simoneau GG. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001 Mar;9(1):96–105.

31. Bateni H, Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(1):134–45.
32. Bradley SM, Hernández CR. Geriatric assistive devices. *Am Fam Physician.* 2011 Aug;84(4):405–11.
33. Stevens V, Goodman K, Rough K, Kraft GH. Gait impairment and optimizing mobility in multiple sclerosis. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2013 Nov;24(4):573–92.
34. Constantinescu R, Leonard C, Deeley C, Kurlan R. Assistive devices for gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2007 Apr;13(3):133–8.
35. Sherif S, Hasan S, Arnold G, Abboud R, Wang W. Analysis of hand pressure in different crutch lengths and upper-limb movements during crutched walking. *Int J Ind Ergon.* 2016;53:59–66.
36. Moran J, Murphy A, Murphy D, Austin A, Moran D, Cronin C, et al. The energy expenditure of non-weight bearing crutch walking on the level and ascending stairs. *Gait Posture.* 2015 Jun;42(1):23–6.
37. Jones A, Alves ACM, de Oliveira LM, Saad M, Natour J. Energy expenditure during cane-assisted gait in patients with knee osteoarthritis. *Clinics.* 2008 Apr;63(2):197–200.
38. Fischer J, Nuesch C, Gopfert B, Mundermann A, Valderrabano V, Hügler T. Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. *J Neuroeng Rehabil.* 2014 Apr;11:61.
39. Ebert JR, Ackland TR, Lloyd DG, Wood DJ. Accuracy of partial weight bearing after autologous chondrocyte implantation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008 Aug;89(8):1528–34.
40. López-Oliva-Muñoz F, Sánchez-Lorente T, López-Hernández G, Forriol-Campos F, Rodríguez-Macías MJ. Tratamiento de las fracturas conminutas del calcáneo mediante reconstrucción artrodesis con el Sistema Vira: estudio prospectivo

- de los primeros 50 casos con más de un año de seguimiento. *Trauma Fund MAPFRE*. 2008;19(1):28–36.
41. Creaby MW, Wang Y, Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR, Bowles K-A, et al. Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2010 Nov;18(11):1380–5.
 42. Jayakaran P, DeSouza L, Cossar J, Gilhooly K. Influence of a walking aid on temporal and spatial parameters of gait in healthy adults. *PM R*. 2014 Sep;6(9):796–801.
 43. Muir-Hunter SW, Montero-Odasso M. The attentional demands of ambulating with an assistive device in older adults with Alzheimer's disease. *Gait Posture*. 2017 Mar;54:202–8.
 44. Wellmon R, Pezzillo K, Eichhorn G, Lockhart W, Morris J. Changes in dual-task voice reaction time among elders who use assistive devices. *J Geriatr Phys Ther*. 2006;29(2):74–80.
 45. Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak AS, Lord SR, Close JCT. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait Posture*. 2013 Jan;37(1):126–30.
 46. Ahmadi S, Wu C, Sepehri N, Kantikar A, Nankar M, Szturm T. The Effects of Aging and Dual Tasking on Human Gait Complexity During Treadmill Walking: A Comparative Study Using Quantized Dynamical Entropy and Sample Entropy. *J Biomech Eng*. 2018 Jan;140(1).
 47. Qu X, Hu X. Lower-extremity kinematics and postural stability during stair negotiation: effects of two cognitive tasks. *Clin Biomech*. 2014 Jan;29(1):40–6.
 48. Brustio PR, Rabaglietti E, Formica S, Liubicich ME. Dual-task training in older adults: The effect of additional motor tasks on mobility performance. *Arch Gerontol Geriatr*. 2017 Dec;75:119–24.

49. Zipp D, Simpkins GP, Stiskal S. Researchers explore functional implications of multitask activities. *Biomechanics*. 2004;11:55–9.
50. Simoni D, Rubbieri G, Baccini M, Rinaldi L, Becheri D, Forconi T, et al. Different motor tasks impact differently on cognitive performance of older persons during dual task tests. *Clin Biomech*. 2013 Jul;28(6):692–6.
51. Stegemoller EL, Wilson JP, Hazamy A, Shelley MC, Okun MS, Altmann LJP, et al. Associations between cognitive and gait performance during single- and dual-task walking in people with Parkinson disease. *Phys Ther*. 2014 Jun;94(6):757–66.
52. Venema DM, Hansen H, High R, Goetsch T, Siu KC. Minimal Detectable Change in Dual-Task Cost for Older Adults With and Without Cognitive Impairment. *J Geriatr Phys Ther*. 2018 Jun 13; doi: 10.1519/JPT.0000000000000194.
53. Kelly VE, Schragger MA, Price R, Ferrucci L, Shumway-Cook A. Age-associated effects of a concurrent cognitive task on gait speed and stability during narrow-base walking. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2008 Dec;63(12):1329–34.
54. Howcroft J, Lemaire ED, Kofman J, McIlroy WE. Dual-Task Elderly Gait of Prospective Fallers and Non-Fallers: A Wearable-Sensor Based Analysis. *Sensors*. 2018 Apr;18(4).
55. Chen YL, Pei YC. Musical dual-task training in patients with mild-to-moderate dementia: a randomized controlled trial. *Neuropsychiatr Dis Treat*. 2018;14:1381–93.
56. Tian Y, Huang Y, He J, Wei K. What affects gait performance during walking while texting? A comparison of motor, visual and cognitive factors. *Ergonomics*. 2018 Nov;61(11):1507-18.
57. Santos LOD, Carvalho de Abreu DC, Moraes R. Performance of Faller and Nonfaller Older Adults on a Motor-Motor Interference Task. *J Mot Behav*. 2018 May-Jun;50(3):293-306.

58. De Oliveira RF, Raab M, Hegele M, Schorer J. Task Integration Facilitates Multitasking. *Front Psychol.* 2017 Mar;15(8):398.
59. Cook RE, Schneider I, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2003;23(3):292–5.
60. Martin K, Hoover D, Wagoner E, Wingler T, Evans T, O'Brien J, et al. Development and reliability of an observational gait analysis tool for children with Down syndrome. *Pediatr Phys Ther.* 2009;21(3):261–8.
61. Maathuis KGB, van der Schans CP, van Iperen A, Rietman HS, Geertzen JHB. Gait in children with cerebral palsy: observer reliability of Physician Rating Scale and Edinburgh Visual Gait Analysis Interval Testing scale. *J Pediatr Orthop.* 2005;25(3):268–72.
62. Bella GP, Rodrigues NBB, Valenciano PJ, Silva LMAE, Souza RCT. Correlation among the Visual Gait Assessment Scale, Edinburgh Visual Gait Scale and Observational Gait Scale in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Rev Bras Fisioter.* 2012 Apr;16(2):134–40.
63. Hol AM, Van Grinsven S, Lucas C, Van Susante JLC, Van Loon CJM. Partial versus unrestricted weight bearing after an uncemented femoral stem in total hip arthroplasty: Recommendation of a concise rehabilitation protocol from a systematic review of the literature. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2010;130(4):547–55.
64. Viehweger E, Zürcher Pfund L, Hélix M, Rohon M, Jacquemier M, Scavarda D, et al. Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh Gait Score Reliability). *Ann Phys Rehabil Med.* 2010 Nov;53(9):535–46.
65. López-Liria R, Vega-Ramírez FA, Rocamora-Pérez P, Aguilar-Parra JM, Padilla-Góngora D. Comparison of Two Post-Stroke Rehabilitation Programs: A Follow-Up Study among Primary versus Specialized Health Care. *PLoS One.* 2016;11(11):e0166242.

66. Mahaudens P, Dalemans F, Banse X, Mousny M, Cartiaux O, Detrembleur C. Gait in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Effect of surgery at 10 years of follow-up. *Gait Posture*. 2018 Mar;61:141–8.
67. Brand A, Klopfer-Kramer I, Morgenstern M, Kroger I, Michel B, Thannheimer A, et al. Effects of knee orthosis adjustment on biomechanical performance and clinical outcome in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthet Orthot Int*. 2017 Dec;41(6):587–94.
68. Araújo PA, Kirkwood RN, Figueiredo EM. Validity and intra- and inter-rater reliability of the Observational Gait Scale for children with spastic cerebral palsy. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(3):267–73.
69. Koman LA, Mooney III JF, Smith BP, Goodman A, Mulvaney T. Management of spasticity in cerebral palsy with botulinum-A toxin: Report of a preliminary, randomized, double-blind trial. *J Pediatr Orthop*. 1994;14(3):299–303.
70. Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *Eur J Neurol*. 1999;6(suppl 4):23–35.
71. Williams G, Morris ME, Schache A, McCrory P. Observational gait analysis in traumatic brain injury: Accuracy of clinical judgment. *Gait Posture*. 2009;29(3):454–9.
72. Brown CR, Hillman SJ, Richardson a M, Herman JL, Robb JE. Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy when used by experienced and inexperienced observers. *Gait Posture*. 2008 May;27(4):648–52.
73. Gard SA. Use of quantitative gait analysis for the evaluation of prosthetic walking performance. *J Prosthetics Orthot*. 2006;93–104.
74. Read HS, Hillmann SJ, Hazlewood ME et al. The Edinburgh Visual Gait Analysis Interval Testing (GAIT) scale. *Gait Posture*. 1999;10(63).

75. Daly JJ, Nethery J, McCabe JP, Brenner I, Rogers J, Gansen J, et al. Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): a measure of coordinated gait components. *J Neurosci Methods*. 2009 Apr 15;178(2):334–9.
76. Crémers J, Phan Ba R, Delvaux V, Garraux G. Construction and validation of the Dynamic Parkinson Gait Scale (DYPAGS). *Parkinsonism Relat Disord*. 2012 Jul;18(6):759–64.
77. Dunn A, Marsden DL, Nugent E, Van Vliet P, Spratt NJ, Attia J, et al. Protocol variations and six-minute walk test performance in stroke survivors: a systematic review with meta-analysis. *Stroke Res Treat*. 2015;2015:484813.
78. Zimbelman J, Daly JJ, Roenigk KL, Butler K, Burdsall R, Holcomb JP. Capability of 2 gait measures for detecting response to gait training in stroke survivors: Gait Assessment and Intervention Tool and the Tinetti Gait Scale. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012 Jan;93(1):129–36.
79. Macri F, Marques LF, Backer RC, Santos MJ, Belangero WD. Validation of a standardised gait score to predict the healing of tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 2012 Apr;94(4):544–8.
80. VanSwearingen JM, Paschal KA, Bonino P, Yang JF. The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Phys Ther*. 1996 Sep;76(9):994–1002.
81. Goehring M, Liakos P. Long-term outcomes following anterior tibialis tendon reconstruction with hamstring autograft in a series of 3 cases. *J Foot Ankle Surg*. 2009;48(2):196–202.
82. Collen FM, Wade DT, Robb GF, Bradshaw CM. The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment. *Int Disabil Stud*. 1991;13(2):50–4.
83. Buker N, Akkaya S, Gokalp O, Kitis A, Savkin R, Kiter AE. Middle-term therapeutic effect of the sacroiliac joint blockade in patients with lumbosacral fusion-related sacroiliac pain. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2014;48(1):61–6.

84. García de Yébenes-Prous MJ, Rodríguez-Salvanés F, Carmona-Ortells L. Validation of questionnaires. *Reumatol Clin*. 2009;5(4):171–7.
85. Toro B, Nester CJ, Farren PC. The development and validity of the Salford Gait Tool: an observation-based clinical gait assessment tool. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(3):321–7.
86. McGinley JL, Goldie PA, Greenwood KM, Olney SJ. Accuracy and reliability of observational gait analysis data: Judgments of push-off in gait after stroke. *Phys Ther*. 2003;83(2):146–60.
87. Plas F, Viel E, Blanc Y. *La marcha humana*. Barcelona: Masson; 1996.
88. Pietraszewski B, Winiarski S, Jaroszczuk S. Three-dimensional human gait pattern - reference data for normal men. *Acta Bioeng Biomech*. 2012;14(3):9–16.
89. Veilleux LN, Raison M, Rauch F, Robert M, Ballaz L. Agreement of spatio-temporal gait parameters between a vertical ground reaction force decomposition algorithm and a motion capture system. *Gait Posture*. 2016 Jan;43:257–64.
90. Kim HY, Kim KJ, Yang DS, Jeung SW, Choi HG, Choy WS. Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis. *Clin Orthop Surg*. 2015 Sep;7(3):303–9.
91. Chumanov ES, Remy CD, Thelen DG. Computational techniques for using insole pressure sensors to analyse three-dimensional joint kinetics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2010 Oct;13(5):505–14.
92. Thomas M, Jankovic J, Suteerawattananon M, Wankadia S, Caroline KS, Vuong KD, et al. Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization. *J Neurol Sci*. 2004 Jan;217(1):89–99.
93. Izquierdo M. *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Primera ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2008.

94. Watanabe K, Akima H. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. *J Neurosci Methods*. 2011 Jun;198(2):332–5.
95. Mizner RL, Chmielewski TL, Toepke JJ, Tofte KB. Comparison of 2-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. 2012 May;22(3):221–7.
96. Angin S, Karatosun V, Unver B, Gunal I. Gait assessment in patients with thrust plate prosthesis and intramedullary stemmed prosthesis implanted to each hip. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2007 Feb;127(2):91–6.
97. Cole MH, van den Hoorn W, Kavanagh JK, Morrison S, Hodges PW, Smeathers JE, et al. Concurrent validity of accelerations measured using a tri-axial inertial measurement unit while walking on firm, compliant and uneven surfaces. *PLoS One*. 2014;9(5):e98395.
98. Schmalz T, Blumentritt S, Wagner R, Junge R. Evaluation with biomechanical gait analysis of various treatment methods after rupture of the anterior cruciate ligament. *Sportverletz Sportschaden*. 1998 Dec;12(4):131–7.
99. Waninger KN, Richards JG, Pan WT, Shay AR, Shindle MK. An evaluation of head movement in backboard-immobilized helmeted football, lacrosse, and ice hockey players. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. 2001 Apr;11(2):82–6.
100. Mao Y, Chen P, Li L, Li L, Huang D. Changes of pelvis control with subacute stroke: A comparison of body-weight- support treadmill training coupled virtual reality system and over-ground training. *Technol Health Care*. 2015;23 Suppl 2:S355–64.
101. Maillieux L, Jaspers E, Ortibus E, Simon-Martinez C, Desloovere K, Molenaers G, et al. Clinical assessment and three-dimensional movement analysis: An integrated approach for upper limb evaluation in children with unilateral cerebral palsy. *PLoS One*. 2017;12(7):e0180196.

102. Smith AC, Roberts JR, Wallace ES, Kong P, Forrester SE. Comparison of Two- and Three-Dimensional Methods for Analysis of Trunk Kinematic Variables in the Golf Swing. *J Appl Biomech.* 2016 Feb;32(1):23–31.
103. Dickens WE, Smith MF. Validation of a visual gait assessment scale for children with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2006;23(1):78–82.
104. Sherif S, Hasan S, Arnold G, Abboud R, Wang W. Analysis of hand pressure in different crutch lengths and upper-limb movements during crutched walking. *Int J Ind Ergon.* 2016;53:59–66.
105. Requejo PS, Wahl DP, Bontrager EL, Newsam CJ, Gronley JK, Mulroy SJ, et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. *Med Eng Phys.* 2005 Jan;27(1):19–29.
106. Aurich-Schuler T, Grob F, van Hedel HJA, Labruyere R. Can Lokomat therapy with children and adolescents be improved? An adaptive clinical pilot trial comparing Guidance force, Path control, and FreeD. *J Neuroeng Rehabil.* 2017 Jul;14(1):76.
107. Ajemian S, Thon D, Clare P, Kaul L, Zernicke RF, Loitz-Ramage B. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 Dec;85(12):1966–71.
108. Clark BC, Manini TM, Ordway NR, Ploutz-Snyder LL. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 Sep;85(9):1555–60.
109. Guillebastre B, Rougier PR, Sibille B, Chrispin A, Detante O, Perennou DA. When might a cane be necessary for walking following a stroke? *Neurorehabil Neural Repair.* 2012 Feb;26(2):173–7.
110. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 1991;10:575–87.

111. Chamorro-Moriana G, Sevillano JL, Ridao-Fernández C. A Compact Forearm Crutch Based on Force Sensors for Aided Gait: Reliability and Validity. *Sensors*. 2016;16(6).
112. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. Segunda ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers; 1999.
113. Chamorro-Moriana G. Sistema de Medición de Cargas en Bastones de Antebrazo. International Patent PCT/ES2011/000340, 2 February 2012.
114. Sobrino-Sánchez R. Influencia de la carga aplicada sobre bastones de antebrazo en parámetros cinemáticos durante la marcha asistida en sujetos sanos (Tesis doctoral). Sevilla: Universidad de Sevilla; 2017.
115. Tilson JK, Mickan S, Sum JC, Zibell M, Dylla JM, Howard R. Promoting physical therapists' use of research evidence to inform clinical practice: part 2--a mixed methods evaluation of the PEAK program. *BMC Med Educ*. 2014 Jun;14:126.
116. Mackey AH, Lobb GL, Walt SE, Stott NS. Reliability and validity of the Observational Gait Scale in children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol*. 2003 Jan;45(1):4-11.
117. Lord SE, Halligan PW, Wade DT. Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clin Rehabil*. 1998 Apr;12(2):107-19.
118. Smedal T, Lygren H, Myhr K-M, Moe-Nilssen R, Gjelsvik B, Gjelsvik O, et al. Balance and gait improved in patients with MS after physiotherapy based on the Bobath concept. *Physiother Res Int*. 2006 Jun;11(2):104-16.
119. Vaz DV, Schettino R de C, Rolla de Castro TR, Teixeira VR, Cavalcanti Furtado SR, de Mello Figueiredo E. Treadmill training for ataxic patients: a single-subject experimental design. *Clin Rehabil*. 2008 Mar;22(3):234-41.
120. Verma R, Arya KN, Garg RK, Singh T. Task-oriented circuit class training program with motor imagery for gait rehabilitation in poststroke patients: a randomized controlled trial. *Top Stroke Rehabil*. 2011 Oct;18 Suppl 1:620-32.

REFERENCIAS

121. Field-Fote EC, Fluet GG, Schafer SD, Schneider EM, Smith R, Downey PA, et al. The Spinal Cord Injury Functional Ambulation Inventory (SCI-FAI). *J Rehabil Med*. 2001 Jul;33(4):177–81.
122. Ditunno JFJ, Ditunno PL, Graziani V, Scivoletto G, Bernardi M, Castellano V, et al. Walking index for spinal cord injury (WISCI): an international multicenter validity and reliability study. *Spinal Cord*. 2000 Apr;38(4):234–43.
123. Dittuno PL, Ditunno JFJ. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. *Spinal Cord*. 2001 Dec;39(12):654–6.
124. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008 Aug;41(11):2575–80.
125. Franchignoni F, Tesio L, Orlandini D. Mobility scales for lower limb-prosthetic patient: The locomotor capabilities index. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Apr;83(4):582–3.
126. Chamorro-Moriana G, Moreno AJ, Sevillano JL. Technology-Based Feedback and Its Efficacy in Improving Gait Parameters in Patients with Abnormal Gait: A Systematic Review. *Sensors*. 2018 Jan;18(1).
127. Grunt S, van Kampen PJ, van der Krogt MM, Brehm MA, Doorenbosch CAM, Becher JG. Reproducibility and validity of video screen measurements of gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2010;31(4):489–94.
128. Riva F, Grimpampi E, Mazza C, Stagni R. Are gait variability and stability measures influenced by directional changes? *Biomed Eng Online*. 2014 May;13:56.
129. Kottke FJ, Krusen FH, Lehmann JF. *Medicina física y rehabilitación*. Cuarta ed. Madrid: Médica Panamericana; 1993.
130. Youdas JW, Kotajarvi BJ, Padgett DJ, Kaufman KR. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Mar;86(3):394–8.

131. Rosenblum U, Melzer I. Reliability and Concurrent Validity of the Narrow Path Walking Test in Persons With Multiple Sclerosis. *J Neurol Phys Ther.* 2017 Jan;41(1):43–51.
132. Schabrun SM, Lamont RM, Brauer SG. Transcranial Direct Current Stimulation to Enhance Dual-Task Gait Training in Parkinson's Disease: A Pilot RCT. *PLoS One.* 2016;11(6):e0158497.
133. Learmonth YC, Sandroff BM, Pilutti LA, Klaren RE, Ensari I, Riskin BJ, et al. Cognitive motor interference during walking in multiple sclerosis using an alternate-letter alphabet task. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014 Aug;95(8):1498–503.
134. Montero-Odasso M, Casas A, Hansen KT, Bilski P, Gutmanis I, Wells JL, et al. Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: a reliability study. *J Neuroeng Rehabil.* 2009 Sep;6:35.
135. Rochester L, Nieuwboer A, Baker K, Hetherington V, Willems A-M, Chavret F, et al. The attentional cost of external rhythmical cues and their impact on gait in Parkinson's disease: effect of cue modality and task complexity. *J Neural Transm.* 2007;114(10):1243–8.
136. Rabago CA, Dingwell JB, Wilken JM. Reliability and Minimum Detectable Change of Temporal-Spatial, Kinematic, and Dynamic Stability Measures during Perturbed Gait. *PLoS One.* 2015;10(11):e0142083.
137. Kloos AD, Kegelmeyer DA, White SE, Kostyk SK. The impact of different types of assistive devices on gait measures and safety in Huntington's disease. *PLoS One.* 2012;7(2):e30903.
138. Reisman DS, Bastian AJ, Morton SM. Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms. *Phys Ther.* 2010 Feb;90(2):187–95.
139. Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K, Cockburn J. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev.* 2011 Jan;35(3):715–28.

REFERENCIAS

140. DePaul VG, Wishart LR, Richardson J, Lee TD, Thabane L. Varied overground walking-task practice versus body-weight-supported treadmill training in ambulatory adults within one year of stroke: a randomized controlled trial protocol. *BMC Neurol.* 2011 Oct;11:129.
141. Roijezon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Man Ther.* 2015 Jun;20(3):368–77.
142. Liu YC, Yang YR, Tsai YA, Wang RY. Cognitive and motor dual task gait training improve dual task gait performance after stroke - A randomized controlled pilot trial. *Sci Rep.* 2017 Jun;7(1):4070.
143. O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture.* 2007;25:469–74.

7. ANEXO: AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO



Informe Dictamen Protocolo Favorable EECC con Medicamento - Referencia

C.P. GCHAMORRO2 - N.E. - - - C.I. 2382

06 de octubre de 2014

COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE CENTRO HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN MACARENA

Dr. Víctor Sánchez Margalet, Secretario del Comité de Ética de la Investigación de Centro H.U. Virgen Macarena

CERTIFICA

Que el CEI Hospital Universitario Virgen Macarena en su reunión del día 30/09/2014, ha evaluado la propuesta del promotor referida al estudio:

Título: Validación y Fiabilidad de la Escala para la Marcha Asistida de Chamorro. Análisis de parámetros de la marcha asistida.

Código Promotor: GCHAMORRO2 **Nº EUDRACT:** - - **Código Interno:** 2382

Promotor: Investigador

1º. Considera que:

- El estudio se plantea siguiendo los requisitos del Real Decreto 223/2004, de 6 de febrero y las normas que lo desarrollan, y su realización es pertinente.
- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Son adecuados tanto el procedimiento para obtener el consentimiento informado como la compensación prevista para los sujetos por daños que pudieran derivarse de su participación en el ensayo.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.
- La capacidad del investigador y sus colaboradores, y las instalaciones y medios disponibles, tal y como ha sido informado, son apropiados para llevar a cabo el estudio.

2º. Por lo que este CEI actuando como comité de referencia y habiendo tenido en cuenta las consideraciones y opinión de los CEI implicados emite un **DICTAMEN FAVORABLE**.

3º. Este CEI acepta que dicho ensayo sea realizado en los siguientes CEIC/Centros por los Investigadores:

CEI Hospital Universitario Virgen Macarena (Referencia)

Gema Chamorro Moriana
Universidad de Sevilla

Lo que firmo en Sevilla, a 06 de octubre de 2014

Fdo:

**NOMBRE SANCHEZ
MARGALET
VICTOR MANUEL -
NIF 28691159Q**

Firmado digitalmente por NOMBRE
SANCHEZ MARGALET VICTOR MANUEL
- NIF 28691159Q
Nombre de reconocimiento (DN): c=es,
o=FNMT, ou=fnmt clase 2 ca,
ou=703002447, cn=NOMBRE
SANCHEZ MARGALET VICTOR MANUEL
- NIF 28691159Q
Fecha: 2014.10.06 14:20:38 +02'00'

Dr. Víctor Sánchez Margalet
Secretario del CEI Hospital Universitario Virgen Macarena