

TESIS DOCTORAL 2013-2017

Departamento de Fisioterapia

Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Universidad de Sevilla



INFLUENCIA DE LA CARGA APLICADA SOBRE BASTONES DE ANTEBRAZO
EN PARÁMETROS CINEMÁTICOS DURANTE LA MARCHA ASISTIDA
EN SUJETOS SANOS

Raquel Sobrino Sánchez

DIRECTORAS:

Prof. Dra. Dña. Gema Chamorro Moriana

Prof. Dra. Dña. Raquel Chillón Martínez

Prof. Dra. Dña. Carmen Suárez Serrano

*A mi abuela Antonia,
Por enseñarme a levantarme.*

AGRADECIMIENTOS.

Mi camino hacia la investigación no existiría sin la inspiración que han sido para mí la Dña. Rosa Giménez y la Dra. Dña. Raquel Chillón. Raquel, gracias por tu confianza y apoyo incondicional. Gracias a la Dra. Dña. Carmen Suárez por enseñarme la puerta hacia la investigación con templanza y amabilidad, al Dr. D. José Jesús Jiménez por abrirme esa puerta con generosidad y bondad, y a la Dra. Dña. Gema Chamorro por mantenerla abierta con responsabilidad, dedicación y tesón.

Porque en este camino no soy nadie sin mi familia, gracias, muchas gracias. A mi hermano Jesús por sus consejos sobre el mundo, por escucharme siempre que lo he necesitado y por sacarme una sonrisa, que siempre sanaba mi alma. A mis padres, por creer en mí y animarme siempre a luchar para continuar con fuerza. Papá “*vivan los códigos*”. A mi tía Isa y M^a Ángeles por sus palabras de aliento, por su cariño y por hacerme sentir en “casa” para desconectar después de un día duro. Y a mi prima Iris, sin su trabajo e interés esta investigación no existiría.

En este camino no hay meta sin sacrificio, sin poder dedicarle tiempo a muchas personas, por eso quisiera agradecer a todos mis amigos su paciencia y afecto durante todos estos años. A Luisma, Victor, Maribel, Diana, Zaida, Marisol, Vanesa, Patri, Lola, Lui, May, Lorena, M^a Paz, Peluki, Rafa, Carmen, Rafi, José María, Lucrecia, Paquito y a tantos otros que sabéis que formáis parte mi vida, gracias.

Al Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla por su apreciable colaboración y facilitarme el uso de sus instalaciones para el desempeño de este proyecto, en especial al Dr. D. Joaquín Ojeda y a Dra. Dña. Juana M. Mayo.

Al Dr. D. Pablo Floria, por devolverle el “aire a mis pulmones”, por escucharme y guiarme “como si me conociera de hace tiempo” cuando no encontraba la salida, y por llenarme de esperanza.

ÍNDICE.

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	4
2. MARCO TEÓRICO.....	7
2.1 LA MARCHA EN EL SER HUMANO.....	8
2.1.1 Conceptos básicos.....	10
2.1.2 Mecanismos de optimización.....	17
2.2 LA MARCHA ASISTIDA.....	19
2.2.1 Ayudas a la marcha asistida.....	21
2.2.1.1 Bastones de antebrazo.....	23
2.2.2 Concepto de carga y descarga.....	28
2.2.3 Biomecánica de la cabeza, tronco y pelvis.....	33
2.2.4 Importancia en Fisioterapia.....	39
2.3 METODOLOGÍA Y ANÁLISIS DE LA MARCHA ASISTIDA EN CIENCIAS DE LA SALUD.....	43
2.3.1 Análisis de la marcha normal: tipos.....	45
2.3.2 Análisis de la marcha asistida: tipos.....	51
2.3.2.1 Sistema de medición de cargas GCH 2.0.....	54
2.3.2.2 Sistema de análisis de movimiento.....	55
2.4 ANTECEDENTES.....	60
3. OBJETIVOS.....	72
4. HIPÓTESIS.....	74
5. MATERIAL Y MÉTODO.....	76
5.1 DISEÑO.....	77
5.2 MUESTRA.....	78
5.3 VARIABLES.....	79
5.3.1 Variables primarias.....	79
5.3.2 Variables secundarias.....	87
5.3.3 Variables antropométricas.....	88

5.4 MATERIAL.....	88
5.4.1 Sistema de medición de cargas GCH 2.0 (bastones instrumentados).....	88
5.4.2 GCH Control Software 1.0.....	90
5.4.3 Sistema de análisis de movimiento Vicon 1.0.....	91
5.4.4 Programa Vicon Nexus 1.8; modelo Plug-in-gait 2.0.....	93
5.4.5 Marcadores reflectantes.	95
5.4.6 Pasillo de marcha.....	97
5.4.7 Indumentaria específica para los participantes.....	97
5.4.8 Cámaras de videos digitales SONY.....	97
5.4.9 Báscula digital Taurus Syncro Glass Complet.	98
5.4.10 Cinta métrica y tallímetro.....	98
5.4.11 Palpation Meter (Perfomance Attainment Associates, St. Paul, MN).....	98
5.5 PROCEDIMIENTO.....	99
5.5.1 Fase I: Preparación para la recogida de datos.....	100
5.5.2 Fase II: Recogidas de datos.	103
5.5.3 Fase III: Gestión de datos.....	106
5.6 GESTIÓN RELATIVA AL DESARROLLO DEL PROYECTO	114
5.7 ASPECTOS ÉTICOS.....	115
5.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS.	115
6. RESULTADOS.....	118
6.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.....	119
6.2 DESCRIPCIÓN DE LA MARCHA NORMAL.....	120
6.2.1 Análisis de los movimientos en el segmento cabeza-tronco.	120
6.2.2 Análisis de los movimientos en el segmento tronco-pelvis.....	122
6.2.3 Análisis de los movimientos en el segmento pelvis.....	123
6.2.4 Análisis de los movimientos en el segmento hemipelvis.	124

6.3 DESCRIPCIÓN DE LA MARCHA ASISTIDA.	125
6.3.1 Análisis de los movimientos en el segmento cabeza-tronco.	125
6.3.1.1 Descripción del movimiento angular de lateroflexión de la cabeza.	126
6.3.1.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión de la cabeza.	127
6.3.1.3 Descripción del movimiento angular de rotación de la cabeza.	128
6.3.2 Análisis de los movimientos en el segmento tronco-pelvis.....	129
6.3.2.1 Descripción del movimiento angular de lateroflexión del tronco.....	129
6.3.2.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión del tronco.....	130
6.3.2.3 Descripción del movimiento angular de rotación del tronco.....	131
6.3.3 Análisis de los movimientos en el segmento pelvis.....	133
6.3.3.1 Descripción del movimiento angular de anteversión-retroversión pélvica.	133
6.3.3.2 Descripción del movimiento angular de rotación pélvica.	134
6.3.4 Análisis de los movimientos en el segmento hemipelvis derecha e izquierda.	135
6.3.4.1 Descripción del movimiento angular de torsión hemipélvica.	135
6.3.4.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión de las hemipelvis.....	137
6.4 ESTUDIO COMPARATIVO DE LA MARCHA ASISTIDA CON LA MARCHA NORMAL.	139
6.4.1 Análisis del segmento cabeza-tronco.	140
6.4.1.1 Estudio de la lateroflexión de la cabeza.....	140
6.4.1.2 Estudio de la flexoextensión de la cabeza.....	141
6.4.1.3 Estudio de la rotación de la cabeza.....	142

6.4.2	Análisis del segmento tronco-pelvis.	144
6.4.2.1	Estudio de la lateroflexión del tronco.	144
6.4.2.2	Estudio de la flexoextensión del tronco.	145
6.4.2.3	Estudio de la rotación del tronco.	147
6.4.3	Análisis del segmento pelvis.	148
6.4.3.1	Estudio de la anteversión-retroversión pélvica.	148
6.4.3.2	Estudio de la rotación pélvica.	149
6.4.4	Análisis del segmento de las hemipelvis.	151
6.4.4.1	Estudio de la torsión hemipélvica.	151
6.4.4.2	Estudio de la flexoextensión de las hemipelvis.	152
6.5	ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LAS DISTINTAS MODALIDADES DE MARCHA.	154
6.5.1	Análisis del segmento cabeza-tronco.	156
6.5.1.1	Estudio de la lateroflexión de la cabeza.	156
6.5.1.2	Estudio de la flexoextensión de la cabeza.	157
6.5.1.3	Estudio de la rotación de la cabeza.	158
6.5.2	Análisis del segmento tronco-pelvis.	158
6.5.2.1	Estudio de la lateroflexión del tronco.	158
6.5.2.2	Estudio de la flexoextensión del tronco.	158
6.5.2.3	Estudio de la rotación del tronco.	159
6.5.3	Análisis del segmento pelvis.	160
6.5.3.1	Estudio de la anteversión-retroversión pélvica.	160
6.5.3.2	Estudio de la rotación pélvica.	162
6.5.4	Análisis del segmento hemipelvis.	162
6.5.4.1	Estudio de la torsión hemipélvica.	162
6.5.4.2	Estudio de la flexoextensión de las hemipelvis.	164
6.6	ESTUDIO DE LA SIMETRÍA.	165
6.6.1	Análisis del segmento cabeza-tronco.	166
6.6.2	Análisis del segmento tronco-pelvis.	166
6.6.3	Análisis del segmento pelvis.	167

7. DISCUSIÓN.....	168
7.1 INTERPRETACIÓN DE LOS ASPECTOS CINEMÁTICOS EN RELACIÓN CON LA MARCHA NORMAL.....	170
7.2 INTERPRETACIÓN DE LOS ASPECTOS CINEMÁTICOS EN RELACIÓN CON LA MARCHA ASISTIDA: ALGUNAS CONSIDERACIONES CLÍNICAS.....	174
7.2.1 Movimientos en el plano frontal.....	175
7.2.2 Movimientos en el plano sagital.....	177
7.2.3 Movimientos en el plano transverso.....	183
7.3 LIMITACIONES.....	190
7.4 PROSPECTIVA DE LA INVESTIGACIÓN.....	191
8. CONCLUSIONES.....	193
9. BIBLIOGRAFIA.....	195
10. ANEXOS.....	212

SIGLAS Y ACRÓNIMOS.

Ant-Ret	Anteversión-Retroversión
AntPel	Anteversión Pélvica.
B25	Bilateral 25%.
B50	Bilateral 50%.
C7	7th Cervical vertebrae (7º vértebra cervical).
CLAV	Clavicle (Clavícula).
EMG	Electromiografía
ExtCab	Extensión de la cabeza.
ExtHpelD	Extensión de la hemipelvis derecha.
ExtHpelI	Extensión de la hemipelvis izquierda.
ExtTR	Extensión del tronco.
FE-Cab	Flexión de la cabeza.
FE-Hpel	Flexoextensión de las hemipelvis.
FE-TR	Flexoextensión de tronco.
Flex	Flexión.
FlexCab	Flexión de la cabeza.
FlexHpelD	Flexión de la hemipelvis derecha.
FlexHpelI	Flexión de la hemipelvis izquierda.
FlexTR	Flexión del tronco.
HpelD	Hemipelvis Derecha.
HpelI	Hemipelvis Izquierda.
LASI	Left ASIS (Espina iliaca anterosuperior izquierda).
LBHD	Left back head (Zona posterior izquierda de la cabeza).
LFCab	Lateroflexión de la cabeza.
LFHD	Left front head (Zona anterior izquierda de la cabeza).
LFTR	Lateroflexión del tronco.
LPSI	Left PSIS (Espina iliaca posterosuperior).
MN	Marcha normal.
NSP	No soporte de peso.
RASI	Right ASIS (Espina iliaca anterosuperior derecha).
RBAK	Right back (Espalda derecha, escápula derecha).
RBHD	Right back head (Zona posterior derecha de la cabeza).
RetPel	Retroversión Pélvica.
RFHD	Right front head (Zona anterior derecha de la cabeza).
RotPel	Rotación Pélvica.
Flex	Flexión.
RotCab	Rotación de la cabeza.
RotTR	Rotación del tronco.
Ext	Extensión.
RPSI	Right PSIS (Espina iliaca posterosuperior derecha).
SPP	Soporte de peso parcial.
STRN	Sternum (Esternón).
T10	10th Thoracic vertebrae (10º vértebra torácica).
TE	Tamaño del efecto.
TorHpel	Torsión de las Hemipelvis Derecha e Izquierda.
UI10	Unilateral izquierdo 10%.
UI25	Unilateral izquierdo 25%.
UI50	Unilateral izquierdo 50%.
Vmax	Valor máximo.

1.- INTRODUCCIÓN.

1. INTRODUCCIÓN.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Existen diferentes tipos de afecciones del miembro inferior que requieren de un tiempo de descarga total o bien de descarga parcial^(1,2) como procesos postquirúrgicos, dolor que lleva a adoptar posturas antiálgicas, patologías neurológicas, amputaciones, afecciones musculoesqueléticas, etc., y otros como, enfermedades que producen debilitamiento general como cánceres, patologías respiratorias, edad, obesidad, o incluso problemas psicológicos o psiquiátricos como cuadros depresivos, entre otras⁽³⁾. Para este fin, una de las estrategias de intervención más relevantes en el ámbito de la reeducación funcional en Fisioterapia es la marcha asistida. En este tipo de marcha, el soporte del peso corporal se distribuye entre el miembro afectado y un dispositivo de ayuda colocado en el /los miembro/s superior/es.

Varios autores proponen el uso de dispositivos que ayuden a la persona a realizar dicha descarga^(4,5), siendo los más utilizados los bastones de antebrazo. Sin embargo, el uso inadecuado de los bastones, tanto con uno como con dos, presenta varios problemas desde el punto de vista biomecánico^(6,7). Una marcha asistida ineficaz o inadecuada puede derivar en complicaciones⁽⁸⁾ o secuelas en miembro inferior, así como dolor en raquis, hombro y mano que, relacionadas con la discapacidad, pueden ser de significativa gravedad para el paciente retrasando su recuperación e influyendo en su independencia durante la deambulación y actividades de la vida diaria^(2,9-13).

Por un lado, uno de los problemas que presenta el uso de los bastones es que la marcha asistida se considera asimétrica y parece ser una tarea compleja de realizar por parte del paciente^(2,14) por no ser capaz de extrapolar y mantener la carga ejercida sobre los bastones canadienses⁽¹⁵⁻¹⁷⁾ a la dinámica de la marcha. Es muy difícil para el paciente poder reproducir de forma continua durante la marcha el porcentaje de descarga del miembro inferior prescrito por el profesional sanitario⁽¹⁸⁾ y, hasta hace relativamente poco tiempo, no existía un dispositivo que cuantificara e informara al paciente sobre la carga aplicada al bastón durante todo el ciclo de la marcha⁽¹⁹⁾. Sin embargo, y de forma paradójica, sí son muchos los métodos⁽¹⁵⁾ que los fisioterapeutas parecen emplear para enseñar al paciente la carga parcial en la marcha asistida con bastones. Estos métodos han sido generados de forma espontánea en la práctica clínica presentando un elevado componente de subjetividad determinado no sólo por las decisiones clínicas del profesional, sino también por las sensaciones del propio paciente^(19,20). Esta falta de

consenso y de evidencia científica dificulta la toma de decisiones replicables y adaptadas a las características individuales de cada paciente, así como el diseño e implementación de modelos de aprendizaje para el uso eficiente de estos bastones.

Por otro lado, ningún autor especifica el porcentaje de descarga idóneo ni el momento concreto en que se debe retirar un bastón, es decir, no se conoce de forma objetiva la progresión que debe realizar un paciente en cuanto al tiempo que debe estar en descargar completa con dos bastones, el paso a descargar parcialmente con dos bastones, el cambio a descargar su peso corporal de forma parcial con un bastón y, por último, cuándo caminar sin bastones realizando una carga completa⁽²¹⁾. No existe un modelo, criterio o protocolo^(5,9,22,23) en la práctica clínica que defina los rangos de carga adecuados para pasar de dos bastones a uno, pues no hay estudios que aúnen criterios sobre cuál es la carga adecuada para dicha progresión^(2,24). Éste es otro de los problemas, ya que no conocemos las implicaciones biomecánicas que ocurren durante la marcha asistida en función de la carga y por tanto, no sabemos qué porcentaje de carga es el adecuado para cada fase de la recuperación del paciente en función de la cinemática. Por todo ello, es fundamental llevar a cabo estudios que cuantifiquen y normalicen los parámetros de carga sobre los bastones y de descarga del miembro inferior.

Existe un déficit de estudios biomecánicos sobre la relación entre el uso de estos dispositivos de ayuda a la deambulación y la realización de una marcha correcta y eficiente⁽⁷⁾. Son muchos los elementos⁽⁷⁾ que debemos considerar en el análisis de la marcha asistida y, en este sentido, queremos incidir en el déficit de estudios relacionados con el análisis y cuantificación de los parámetros cinemáticos definidos en este tipo de marcha. Además, no era posible controlar la carga ejercida sobre el bastón en la dinámica de la marcha y a la vez analizarla con métodos y tecnologías objetivas, y por tanto, no sabemos cómo se comporta el cuerpo humano durante la marcha asistida⁽³⁾ con cargas concretas sobre el bastón de antebrazo.

Por todo lo anteriormente expuesto, nos planteamos la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo influye el porcentaje de carga aplicado sobre bastones canadienses en la cinemática de la marcha asistida con descarga parcial? ¿Se puede objetivar el nivel de carga idóneo, en función del análisis de la cinemática, para tomar decisiones clínicas objetivas?

1.2 JUSTIFICACIÓN.

El análisis de movimiento humano juega un papel importante en la comprensión de la función normal y las anomalías del sistema musculoesquelético⁽²⁵⁾. Dada su importancia, son varias las investigaciones que han tenido como objeto de estudio su conceptualización, rasgos espacio-temporales y, análisis biomecánico y clínico^(2,26,27). Sin embargo, aún hoy existen lagunas de conocimiento que deben ser consideradas, de forma específica, para su mayor comprensión.

Este estudio se enmarca en la necesidad de mejorar las estrategias de intervención fisioterapéutica en la marcha asistida. Parte indispensable de la actuación del fisioterapeuta es capacitar al paciente para lograr una marcha funcional eficiente y biomecánicamente correcta, ya que es una prioridad en la reeducación del miembro inferior^(4,15,28) disminuyendo o evitando la aparición de dolor secundario a la carga en estructuras dañadas, la restricción del rango de movilidad, la alteración de la función muscular, la compensación anómala en el tronco, la disminución del exceso de peso en la parte inferior de las extremidades, la corrección de desequilibrios y la reducción de la fatiga⁽²⁰⁾. Las principales investigaciones que abordan el análisis de la marcha asistida se suelen relacionar con los beneficios⁽²⁹⁾ para mejorar procesos clínicos que, en general, permitan una incorporación laboral temprana y eviten o minimicen la aparición de secuelas, que podrían conducir a la pérdida de calidad de vida o discapacidad.

La marcha asistida con carga parcial del peso corporal, frecuentemente sobre el bastón de antebrazo^(5,15,22,23), es un principio generalmente aceptado en la recuperación del miembro inferior después de un traumatismo, lesión o una cirugía reconstructiva⁽²⁾ ya que estos dispositivos permiten la descarga temporal necesaria para llevar a cabo la recuperación funcional⁽¹⁵⁾ y la reeducación eficiente de la marcha^(5,21,29). Es de especial relevancia en el ámbito clínico el establecimiento de rangos de soporte de peso para los distintos tratamientos⁽¹⁹⁾, evitando así la subjetividad en las actuaciones biomédicas y fisioterapéuticas⁽²⁰⁾, especialmente cuando hay que progresar en la carga hacia el miembro inferior dañado o a la retirada de los bastones. Por eso se hacen imprescindibles este tipo de investigaciones que cuantifiquen y objetiven los criterios que definen la marcha asistida para poder tomar esta decisión de forma válida y fiable⁽²⁰⁾. La necesidad de mejorar los conocimientos de la locomoción, y en concreto, la marcha asistida nos han llevado a la introducción de nuevos métodos de observación como el análisis del movimiento tridimensional⁽³⁰⁾ y el Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 para bastones de antebrazo⁽³¹⁾, que objetivan y cuantifican el movimiento corporal y la carga ejercida

sobre el/los bastón/es durante todo el ciclo de la marcha^(19,32). Incluso, hay patologías que se pueden detectar a través del análisis de la marcha antes de que aparezcan signos clínicos⁽²⁶⁾.

Con estas dos tecnologías podemos reproducir de forma continua y concreta la descarga prescrita por el profesional sanitario y así, centrarnos en la compleja cinemática de la marcha asistida en función de la carga sobre el bastón, para poder pasar a describir y analizar de forma tridimensional el movimiento durante la marcha asistida con descarga parcial a dos tiempos. En biomecánica, un análisis completo de la marcha de un paciente permite identificar los problemas específicos y, partiendo de estos, es posible realizar la prescripción quirúrgica, terapéutica, farmacológica o de ayudas técnicas, para maximizar las habilidades funcionales del paciente⁽³⁾. Además, estos sistemas de análisis han sido utilizados en otros campos como la biomecánica deportiva, ergonomía, diseño y evaluación de calzado, ayudas técnicas u otros productos, evaluación de riesgo en actividades físicas, etc.

Con este estudio pretendemos realizar una propuesta para ayudar a los profesionales a tomar decisiones objetivas y fiables sobre cuál es el porcentaje de peso más recomendable para emplear dos bastones y cuál será la progresión hacia el uso de un bastón, así como la retirada del mismo. Para ello, primero, debemos analizar cómo se puede desvirtuar el gesto de la marcha asistida con respecto a la marcha humana normal⁽³³⁾, y segundo, establecer rangos de normalidad en la marcha asistida analizando cómo se adapta la marcha humana a uno y dos bastones en sujetos sin ninguna patología^(7,16,34-36) con diferentes cargas sobre el bastón, para luego poder corregir dicha marcha en pacientes con diferentes patologías^(2,12,37-39). Para este fin, debemos conocer qué cambios acontecen en la cinemática de la marcha asistida^(7,29,40) en relación a los diferentes porcentajes de carga aplicada sobre bastones de antebrazo en los segmento cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis, puesto que estos segmentos corporales son claves en el análisis descriptivo de la marcha asistida.

En general, este estudio se contextualiza dentro de un marco sociopolítico y económico en el que se hace imprescindible la disminución, adecuación y control del gasto sanitario^(2,8,15,29). Este gasto, relacionado de forma concreta con el uso incorrecto de bastones canadienses, se vincula con retrasos en la incorporación al ámbito laboral y en el desarrollo de secuelas o discapacidades que pueden requerir, en España por ejemplo, de actuaciones por parte del Instituto Nacional de la Seguridad Social. Por ello, consideramos de vital importancia realizar este tipo de estudios para establecer aspectos que ayuden a los profesionales a tomar decisiones

objetivas que, en definitiva, repercutirán en un beneficio de coste-efectividad para todo el sistema⁽¹⁹⁾ y en la autonomía y la calidad de la vida de los usuarios⁽²⁰⁾.

2.- MARCO TEÓRICO.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1 LA MARCHA EN EL SER HUMANO.

La marcha humana es una forma específica de locomoción, donde el cuerpo humano se desplaza hacia delante en posición erguida, soportando su peso de forma alternativa en ambos miembros inferiores^(6,41,42). Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia adelante como preparación para el siguiente apoyo, tomando así pasos sucesivos. Un pie está siempre en contacto con el suelo y, durante la transferencia de peso de una pierna los dos pies tocan el suelo durante un breve intervalo de tiempo^(6,42,43). En contraposición a la carrera, uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y, en el periodo de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la pierna adelantada, existe sólo un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo.

La marcha no es un proceso innato sino que requiere de un complejo proceso de aprendizaje iniciado alrededor de los nueve meses de edad. Una vez se va perfeccionando el sistema nervioso, y por tanto el equilibrio, junto con el crecimiento y desarrollo del sistema musculoesquelético.

El proceso de locomoción humana tiene carácter individual por lo que influyen diversos factores: extrínsecos como calzado, terreno, la carga y la actividad que esté realizando en ese momento la persona⁽⁴⁴⁾, etc.; intrínsecos como sexo, peso, altura, edad, estado psicológico o emocional, personalidad; y condiciones patológicas que afecten a dicho patrón de la marcha, como por ejemplo traumatismos, enfermedades neurológicas, trastornos psiquiátricos, operaciones⁽⁶⁾, etc. Aunque las diferencias entre los individuos pueden ser grandes, las diferencias en las mediciones cinemáticas durante la marcha son pequeñas⁽⁴¹⁾.

Los requisitos mínimos que debe cumplir el sistema de locomoción para que exista una marcha normal son los siguientes⁽⁴⁵⁾:

- ✓ Cada pierna debe ser capaz de soportar el peso del cuerpo sin problemas.
 - ✓ Debe existir equilibrio monopodal tanto de forma estática como dinámica.
 - ✓ La pierna oscilante debe de avanzar para pasar a ser la pierna de soporte.
 - ✓ La fuerza para mover las extremidades y avanzar el tronco debe ser suficiente.
- Descentrandolo lo menos posible la masa corporal y optimizando las fuerzas musculares.

La marcha en sujetos sanos sigue siendo objeto de estudio para perfeccionar los métodos de análisis^(6,42). Los parámetros de estudio de la marcha normal se centran en mejorar el análisis espaciotemporal de los eventos de la marcha^(46,47) como la mejora de algoritmos que detecten el contacto inicial del talón y el despegue de los dedos^(48,49) entre otros. Asimismo, se estudian mediciones temporales⁽¹¹⁾ como el tiempo o porcentaje de tiempo de oscilación, apoyo monopodal, y apoyo bipodal. Del mismo modo, variables cinemáticas^(37,47,50) de la marcha como el movimiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores y pelvis en los diferentes planos^(26,51-56), la relación de la rotación contraria entre tronco y pelvis^(3,11) y desplazamientos articulares⁽²⁶⁾. Otros parámetros cinéticos^(57,58), electromiográficos^(30,58-61) y de cuantificación del consumo de energía^(11,26,62) también han sido estudiados. En el ámbito de ingeniería los estudios para la disminución en el número de marcadores^(52,63) y control de errores^(30,55,64-66) toman especial relevancia.

El análisis de la marcha normal deriva en el análisis clínico de la marcha patológica⁽⁴⁸⁾, es decir, una vez establecidos los rangos de normalidad de dichos parámetros podremos analizar la marcha de pacientes con trastornos neuromusculares, tales como la parálisis cerebral, que pueden mostrar las más graves las desviaciones de la marcha, y que puede impedir una marcha funcional y eficiente^(49,67-69). De la misma forma se aplica en afecciones del envejecimiento⁽⁷⁰⁾ donde evaluar la marcha nos da información predictiva del riesgo de caída y por tanto de la independencia del sujeto⁽⁴⁶⁾; en patologías musculoesqueléticas^(37,71,72); y en deporte^(26,73,74) donde la evaluación del gesto deportivo específico puede detectar alteraciones de las articulaciones que raramente se ven en la población general⁽²⁶⁾.

El envejecimiento poblacional ha aumentado la frecuencia de los trastornos de la marcha, lo que hace fundamental el análisis de la misma. La disminución de la capacidad locomotora tiene un gran impacto en las actividades de la vida diaria de estas personas, iniciando de esta forma un progresivo deterioro del estado de las funcionalidades física, psíquica y social⁽⁷⁰⁾. Varias patologías pueden manifestarse con alteración en la deambulación, siendo esto el hallazgo clínico más significativo en la sospecha de una posible enfermedad. El origen del trastorno de marcha habitualmente es multicausal, aunque las etiologías neurológicas y musculoesqueléticas están presentes en la mayor parte de los pacientes. La alteración de la capacidad de marcha en los ancianos se puede complicar con caídas, y es predictor de deterioro funcional, aumenta la morbilidad y contribuye al ingreso en residencias. Muchas de las

intervenciones para el equilibrio y la marcha son sencillas de implementar, con equipamiento de bajo costo y evidencia científica, entre ellos, el uso de bastones.

Patrones anormales de movimiento pueden ser detectados incluso antes de la aparición de signos clínicos^(26,46), por eso investigar el movimiento de las diferentes articulaciones con respecto a los rangos normales de sujetos sanos para luego poder valorar algunos parámetros de la marcha en sujetos con alguna patología antes y tras su rehabilitación^(53,72,75). Esto tendría que ser evaluado sobre una base individual y realizar protocolos específicos de readaptación a una marcha eficaz, lo más normal posible.

2.1.1 Conceptos básicos.

La mayoría de las personas están familiarizadas con la anatomía humana, al menos desde una perspectiva intuitiva o macroscópica. Sin embargo, para ser coherente con la terminología y facilitar la comprensión de algunos conceptos anatómicos utilizados en este trabajo, es útil revisar brevemente la terminología básica y la notación biomecánica convencional, así como una descripción detallada de la marcha humana normal⁽⁴³⁾. Las descripciones sobre las articulaciones implicadas en la marcha, son necesarios para entender los movimientos en los diferentes planos que se presentan en el estudio.

Como se expuso anteriormente, la marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternante en los miembros inferiores manteniendo el equilibrio^(42,44,70). Es una acción involuntaria, en la que el sujeto desplaza su cuerpo de un punto a otro.

A continuación se describen algunos conceptos indispensables para el estudio de la marcha^(6,41,42,44,70,76) para que el desarrollo de esta investigación sea más fácil:

- ✓ *Locomoción*: actividad del aparato locomotor relacionada con el desplazamiento de los segmentos del cuerpo humano.
- ✓ *Deambulación*; forma de caminar activa con control de los movimientos. La persona se desplaza de acuerdo a su voluntad y con una trayectoria decidida.
- ✓ *Ambulación*: desplazamiento que necesita utilizar un soporte externo que permita paliar una deficiencia en el equilibrio. Aunque puede tener otra definición en cuanto a ser una característica propia o personal de la marcha, en la acción o en la forma de caminar.

- ✓ *Movimiento*⁽⁷⁶⁾: existen dos tipos de movimientos en el cuerpo humano: traslación o lineal, y angular. En conjunto, la marcha es una traslación horizontal, paralela a la superficie de apoyo, resultado de los movimientos angulares de las articulaciones.
- ✓ *Cinemática*^(41,76): es la parte de la Física que estudia el movimiento. La cinemática se ocupa del análisis del desplazamiento de dos elementos unidos entre sí. Consiste en dar la descripción matemática del movimiento y en asociar a cada movimiento una función o ecuación que indique a cada instante cuál es la posición del elemento móvil, medido desde un determinado sistema de referencia.
- ✓ *Simetría/asimetría*⁽⁷⁷⁻⁷⁹⁾: este concepto es entendido como la cantidad de movimiento entre derecha e izquierda. Con ello, se puede objetivar si tienen el mismo rango o amplitud, simétrico, o uno es mayor que el otro, asimétrico.
- ✓ *Cadencia*: se define como el número de pasos realizados en un determinado período de tiempo, siendo la unidad más común el número de pasos por minuto. Si la cadencia se expresa en pasos por segundo, la cadencia está relacionada con la duración de zancada. Se define en la ecuación siguiente:

Cadencia (pasos/s) = 2/paso duración o, cadencia (pasos / min) = 120 / paso duración.

Una marcha normal, a velocidad confortable para el sujeto implica entre 90 y 120 pasos/min. En este estudio se requirió una *cadencia libre*, es decir, el sujeto adoptará la velocidad que más cómoda le resulte.

- ✓ *Paso*: actividad secuencial de los dos miembros inferiores durante la marcha entre el apoyo de un talón y el apoyo del talón contralateral. En este concepto se pueden valorar varios parámetros:
 - *Longitud del paso*: distancia medida en la dirección de la progresión que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del otro pie. Depende de la estatura y se acerca a 40 cm.
 - *Tiempo del paso*: tiempo transcurrido en la consecución del paso.
 - *Anchura del paso, del apoyo o de la base de sustentación*: separación lateral entre apoyos de ambos pies. Suele medirse entre los puntos medios de los talones y alcanza valores de 5 a 10 centímetros.
 - *Ángulo de paso*: ángulo entre la línea media del pie y la dirección de la progresión.

- *Altura del paso*: el movimiento de las extremidades inferiores otorga un ascenso en el eje vertical alrededor de 5 centímetros al paso, evitando así el arrastre de los pies.
- ✓ *Ciclo de la marcha o zancada*: actividad de un solo miembro inferior, desde el contacto del talón con el suelo hasta el siguiente contacto del mismo pie con el suelo. En esta investigación tomaremos la zancada derecha. Puede medirse el siguiente parámetro:
 - *Longitud de la zancada*: distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie.
- ✓ *Fases del ciclo* (ver figura 1): divisiones del ciclo o zancada en la progresión de un miembro inferior.
 - *Fase de apoyo*: periodo durante el cual el pie del miembro inferior considerado descansa en el suelo, y el peso del sujeto se aplica sobre este pie. Supone el 60% del ciclo, comenzando con el contacto inicial del talón y finalizando en el despegue del antepié⁽⁴⁸⁾. Algunos autores^(80,81) subdividen esta fase en varias subfases: fase de contacto inicial, fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga, fase media del apoyo, fase final del apoyo y fase previa a la oscilación.
 - *Fase de oscilación, vuelo, balanceo o avance*: periodo durante el cual el miembro inferior considerado no soporta ningún peso y está en el aire. Supone el 40% del ciclo, transcurre entre el despegue del antepié y el contacto inicial siguiente del mismo. Podemos subdividir esta fase en; fase inicial, media y final de la oscilación.

Por tanto, existe una *fase de apoyo bipodal o doble apoyo*: donde ambos pies están apoyados a la vez, supone un 20% de cada fase. Y una *fase de apoyo monopodal* que se refiere al periodo donde tan sólo un miembro se encuentra sobre el suelo.

- ✓ *Porcentaje del ciclo*: modo de expresar la duración o el momento de aparición de un evento relacionándolo con la duración total del ciclo.
- ✓ *Velocidad de la marcha*: es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo en la dirección considerada. La velocidad media es el resultado de multiplicar la cadencia por la longitud de la zancada. Se aproxima a 1 metro por segundo.

Su ecuación es:

$$\text{Velocidad (m/s)} = \text{zancada longitud (m)} \times \text{cadencia (pasos/min)} / 120.$$

Relacionando todos los conceptos anteriores:

La marcha humana es una repetición de ciclos de marcha o zancadas. El inicio del ciclo se define, en el instante en que un pie toca el suelo. Si el contacto con el pie derecho se toma como el inicio del ciclo, por ejemplo, la zancada termina en el siguiente contacto del pie derecho en el suelo. El pie izquierdo realiza el mismo ciclo pero retardado. Durante un ciclo de marcha completa cada pierna pasa por dos fases diferentes (ver Figura 1). La fase de apoyo donde el pie está en contacto con el suelo y la fase de oscilación donde el pie está en el aire preparándose para la siguiente fase de apoyo. La fase de apoyo se inicia con el talón y termina con el despegue del dedo del pie⁽⁴⁸⁾, mientras que la fase de oscilación empieza desde que la punta del pie se despega al siguiente golpe del mismo talón (ver Figura 1).

Con el fin de facilitar el estudio de la marcha humana, es común describir el ciclo en términos de porcentaje de duración de tiempo, como se usa en este estudio. Por lo que la fase de apoyo ocupa el 60% de la duración de la zancada en condiciones normales. La fase de balanceo representa el 40% restante. La fase de apoyo a su vez se subdivide en cuatro períodos: respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final, y pre-oscilación; y la fase de oscilación se subdivide en oscilación inicial, oscilación media y oscilación final⁽⁵¹⁾. Estas duraciones relativas de cada fase son dependientes de la velocidad: cuanto mayor sea la velocidad, menor es la fase de doble apoyo y se reduce al mínimo la transición de la marcha a la carrera, mientras que la longitud de la zancada se aumenta hasta un límite y la frecuencia aumenta conforme avanza la velocidad⁽⁸²⁾. La anchura de apoyo tiende a aumentar y el ángulo del paso a disminuir.

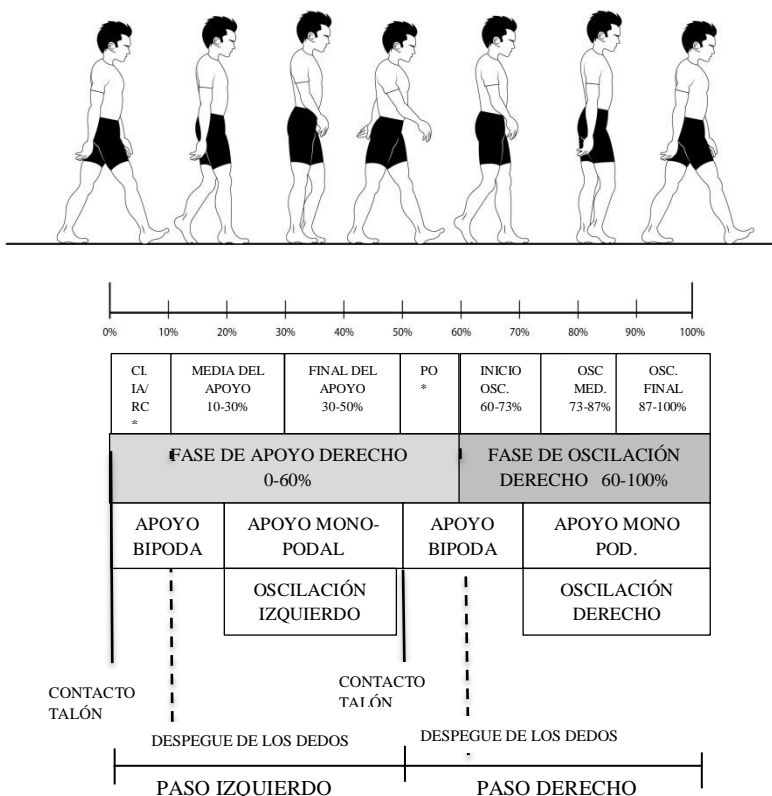


Figura 1. Fases y porcentajes del ciclo de la marcha^(6,11,42) de elaboración propia. *CI (Contacto Inicial 0-2%), AI o RC (Apoyo Inicial o Respuesta a la Carga 0-10%) y PO (Previa a la oscilación 50-60%).

La distancia entre dos posiciones consecutivas del mismo pie se llama longitud de zancada mientras que la distancia recorrida hacia adelante entre el golpe de talón derecho y el golpe de talón izquierdo se llama longitud de paso izquierda. La separación lateral entre las posiciones de ambos pies, por lo general medidos entre los puntos centrales de los talones, es la anchura de paso. El ángulo entre la línea media del pie y la dirección hacia adelante paso se conoce como ángulo del pie.

En *biomecánica*, los mecanismos más relevantes son el impacto de carga del miembro de apoyo y el arrastre del miembro contralateral en oscilación. El movimiento en el plano de progresión se ve propiciado en primer lugar por la fuerza de contacto del pie con el suelo, propagada a través de tibia y fémur; en segundo lugar, por la acción del peso del cuerpo a través de la articulación lumbosacra. La pelvis en contacto con ellos presenta una mayor movilidad por ello. En general, en la marcha de un sujeto sano, la tibia se desplaza sobre el astrágalo, después comienza a moverse la rodilla y luego la cadera, y de ahí al resto del cuerpo: pelvis, tronco,

miembros superiores y cabeza. Este patrón cinético de la marcha es constante y ascendente en sujetos sanos. Durante la marcha, los desplazamientos, velocidades y aceleraciones de cabeza, tronco y pelvis reflejan las acciones de los miembros inferiores en la oscilación y en el apoyo. Por ello, el segmento de pelvis junto con el miembro inferior es considerado una *unidad locomotora* que permite el traslado del cuerpo y transmite las fuerzas de impacto desde el suelo hasta la cabeza⁽⁴²⁾. Mientras que el segmento pelvis junto con el tronco, cabeza y miembros superiores es considerado la *unidad de pasajeros*, es decir, la unidad que es desplazada como consecuencia de la unidad locomotora, sin un papel activo excepto en la contra rotación del tronco⁽⁴²⁾. De esta forma, en medio queda el segmento central del cuerpo, la pelvis, y el centro de gravedad se coloca en medio y delante del conjunto pelvis-sacro, en S2.

En esta investigación, estudiamos el movimiento de cabeza, tórax y pelvis separadas entre sí por dos zonas móviles: cervical y toracolumbar⁽⁴²⁾. Desde un *punto de vista funcional*, se considera la cabeza y raquis cervical, como una unidad que descansa sobre el tronco, con lo que es considerado el elemento móvil. Por ello, en este documento el movimiento de la cabeza será considerado en conjunto, como una unidad funcional cráneo-cervical. Las articulaciones lumbosacras separa el tórax y la pelvis^(6,42). Desde una *perspectiva fisiológica* es conveniente considerar la siguiente clasificación del raquis por zonas^(6,83):

- La región cráneo-cervical comprende: el cráneo, en concreto el occipital, que se articula con el raquis cervical a través de la primera vértebra cervical (C1) y le siguen las siete vértebras cervicales. Esta región se puede subdividir en: complejo occipital-atlas-axis (C0-C1-C2) que constituye la zona cervical superior, a continuación le siguen las vértebras de la segunda a la quinta (C2-C5) generando la zona cervical media y por último, la zona cervical inferior que incluye desde la quinta vértebra hasta la primera vértebra torácica (C5-T1).
- La región dorsal o torácica comprende doce vértebras. Igualmente esta región la podemos subdividir en; zona superior, desde la primera a la cuarta vértebra torácica (T1-T4); zona media, desde la cuarta a la octava vértebra torácica (T4-T8) y zona inferior de T8 a T12
- La región lumbar se divide en zona lumbar, desde la primera a la quinta lumbar (L1-L5) y zona lumbosacra que contiene L5 y la primera vértebra sacra (S1).
- El conjunto pélvico⁽⁸⁴⁾, está constituido por los dos huesos coxales y el sacro. Constituye el nexo donde se transmite el impacto de los miembros inferiores, antes mencionados, al resto del cuerpo, así como transmite el peso de la parte superior del cuerpo

hacia los miembros inferiores. Esto hace que constituya un punto crítico, sin embargo poco se conoce sobre su comportamiento biomecánico.

➤ Por último, sacro se articula con la hemipelvis derecha y la hemipelvis izquierda a través de la articulación sacroilíaca.

Todas las zonas del raquis tienen un movimiento propio, sin embargo los *modelos biomecánicos establecen las relaciones angulares entre dichas zonas* como se verá en apartados posteriores. Esta investigación se centra en el movimiento que describe los segmentos corporales del esqueleto durante la marcha a partir de un modelo teórico que trasladaremos al cuerpo humano considerando sus parámetros mecánicos, en concreto su cinemática.

La simetría ^(77,79) es una característica de la marcha con un creciente interés clínico. Un requisito previo para lograr esto es que el enfoque elegido debe detectar los cambios de la variabilidad natural que no constituyen una asimetría. Sin embargo, no existe ningún estándar aceptado para evaluar la simetría lo que hace difícil comparar entre estudios y establecer criterios para orientar la toma de decisiones clínicas⁽⁷⁸⁾. Los siguientes aspectos se estudian en relación a la simetría: cantidad de movimiento, índice de simetría, simetría en el ángulo, así como medida de la longitud de paso, tiempo de apoyo y oscilación, el tiempo de doble soporte, duraciones de los pasos derecho e izquierdo, y libertad de movimiento de las articulaciones^(78,85,86). Hay dos componentes de una medida imprescindibles en simetría: cantidad de movimiento y parámetros espaciotemporales^(78,87); puesto que proporcionan información acerca de la sincronización y magnitud de la desviación del movimiento entre las articulaciones durante el ciclo de marcha⁽⁸⁷⁾.

Lo más investigado en simetría de la marcha^(77,79,88) es el comportamiento de las extremidades izquierda y derecha durante la marcha, donde índices con valores cercanos a cero indican comportamiento simétrico. Pronunciados niveles de asimetría se han asociado con condiciones patológicas tales como accidente cerebrovascular, amputaciones de extremidades inferiores, artrosis y artroplastias, así como lesión del ligamento o menisco. La carga desigual en las extremidades que provoca dicha asimetría podría conducir a problemas musculoesqueléticos a largo plazo como dolor en la zona lumbar⁽⁷⁹⁾. Por consiguiente, ha habido un creciente esfuerzo de restaurar la marcha simétrica ya que ésta está presente en individuos asintomáticos y, así evitar compensaciones y secuelas no deseadas.

Un paso simétrico es esperado en el caso de las personas sanas, mientras que andar de forma asimétrica es una característica común de los sujetos con trastornos locomotores o neurológicos. La comprensión de cómo las restricciones afectan a la libertad de movimiento en otras articulaciones es importante a la hora de valorar las lesiones y su recuperación. Por ello, el análisis de la secuencia del movimiento sigue siendo una poderosa herramienta de diagnóstico clínico precoz, puesto que es fácil de realizar y no invasivo, y ha sido utilizado hasta ahora para la detección y el seguimiento de la progresión de las enfermedades de recuperación post-cirugía operatoria o podrían ser utilizados para otras patologías donde la asimetría podría ser un síntoma⁽⁸⁸⁾. En ese caso el rango máximo en el lado afectado del cuerpo se reduce normalmente⁽⁸⁷⁾. Algunos métodos de evaluación, cuantitativos y/o cualitativos, son visuales tanto in situ como por grabaciones de videocámara, así como análisis cinemático y cinéticos tridimensionales.

2.1.2 Mecanismos de optimización.

Intervienen varios factores biomecánicos que garantizan la estabilidad, permiten el sincronismo de la unidad locomotora⁽⁴⁴⁾ y minimizan el desplazamiento del centro de gravedad. A estas adaptaciones se las denominan determinantes de la marcha o mecanismos de optimización⁽⁶⁾:

- *Rotación de la pelvis alrededor del eje vertical* (plano transversal): el pie que avanza se acompaña de una rotación de la pelvis en el mismo sentido⁽⁷⁶⁾. En cuanto al patrón cinético, el movimiento de flexoextensión de la cadera además de desplazar el tronco hacia adelante induce un cambio en la altura de la pelvis, adelantando la cadera al tiempo que se produce su flexión y retrasándola en la extensión. En una longitud de paso fija, existe una menor flexoextensión de cadera y una menor oscilación vertical del tronco, en el momento de dar el paso se produce una rotación de 4° hacia cada lado (aunque oscila entre 4° y 16° según la talla del individuo, la edad y la velocidad de la marcha). Este avance de la pelvis de un lado alarga el paso sin aumentar la caída del centro de gravedad en el momento del contacto del talón.

- *Rotación opuesta de las cinturas escapular y pelviana*: a una velocidad confortable de 4,30 km/h los máximos niveles de rotación se produce a nivel de T1 (5°) y de contra rotación de L5 (8°), siendo el punto de transición donde las rotaciones se anulan a nivel T6-T8, según el autor^(6,42,89). En concreto, una velocidad confortable de 4,30 km/h los máximos niveles de rotación se produce a nivel de T1 (5°) y de contrarotación de L5 (10°), siendo el punto de

transición donde las rotaciones se anulan a nivel T6-T8⁽⁶⁾ según Soler E. et al., mientras que para Kapandji IA.⁽⁸⁹⁾ la mayor rotación se produce sobre T6 y T9, por lo que el movimiento se anularía en T7-T8. El movimiento pendular de las extremidades superiores es inverso al de las extremidades inferiores, reduce la tendencia a girar del tronco. Este movimiento basculante se ajusta a la cadencia de la marcha del sujeto y es paralelo a la pelvis. Kapandji AI⁽⁸⁹⁾ incide en la rotación del conjunto toracolumbar con respecto a la pelvis para explicar la contrarotación de las cinturas escapular y pélvica, haciendo especial hincapié en lo difícil de su medida durante la marcha. Este autor considera el nivel de pivote en rotación que va decreciendo hasta sus extremos T1 y L5⁽⁸⁹⁾, lo que no coincide con Soler E.⁽⁶⁾ respecto a L5.

- *Basculación de la pelvis hacia el lado sin carga:* la pelvis cae hacia abajo en el miembro oscilante en 5° en plano frontal, produciéndose una inclinación hacia el lado sin carga. Las oscilaciones verticales debidas al arco de flexoextensión de la pierna de apoyo se ven reducidas en la medida en que lo hace la altura de la articulación lumbosacra.

- *Desplazamiento lateral de la pelvis:* en el modelo teórico, el centro de gravedad del cuerpo describe en el plano transversal una senoide de ± 50 a 75 mm de amplitud. El gasto energético aumenta cuando una patología osteoarticular o muscular hace salir el centro de gravedad de estos límites. Este desplazamiento junto con los que ocurren en el plano sagital, deben ser simétricos para obtener una marcha económica, siendo sus trayectorias una senoide aplanada de ± 50 mm de amplitud.

Otros autores⁽⁷⁶⁾, consideran que este desplazamiento lateral, puede ser sólo de 2,5 cm a cada lado (5 cm en total) para un individuo delgado y atlético, o 4 cm a cada lado (8 cm en total).

- *Coordinación de los movimientos de rodilla, tobillo y pie:* persiguen la adaptación dinámica de la longitud efectiva de la pierna durante el apoyo, intentando mantener constante la altura de la cadera. Así como la angulación fisiológica en valgo de la rodilla.

- Flexión de la rodilla durante el apoyo.
- Movimientos de pie y tobillo: contacto mediante el talón y despegue mediante el antepié.

2.2 LA MARCHA ASISTIDA.

El ser humano busca en todo momento eliminar aquellas limitaciones funcionales que le provoca cualquier patología temporal o cronicada⁽²⁹⁾. Estados como lesiones deportivas o traumáticas, tercera edad o patologías neurológicas son algunos ejemplos en el que los pacientes necesitarían un dispositivo de ayuda para la marcha⁽¹³⁾. Esto hace que numerosos investigadores del ámbito de la Salud, la Biomecánica y la Ingeniería, aúnan esfuerzo proponiendo nuevos diseños y métodos que faciliten la marcha a aquellos que no pueden realizarla con normalidad. Actualmente, los más conocidos y empleados para asistir la marcha son los bastones axilares y los bastones de antebrazo, los cuales permiten más movilidad, y los andadores, que ofrecen más equilibrio⁽⁹⁰⁾.

En el ámbito asistencial, la Fisioterapia cuenta con un gran número de patologías neuromusculoesqueléticas de miembro inferior, que precisan el empleo temporal de bastones de descarga para llevar a cabo su recuperación funcional del segmento lesionado y por consiguiente la reeducación funcional de la marcha^(21,29,91). Ejemplo de dichas patologías: fracturas con fijación, osteotomías, reconstrucciones ligamentosas, inestabilidad articular, debilidad muscular, prótesis, amputaciones, etc. Estas afecciones dan como resultado, a menudo, un periodo de descarga total, es decir, no soporte del peso corporal sobre el miembro afectado (NSP) o descarga parcial, o lo que es lo mismo un soporte parcial del peso corporal (SPP) con ayuda de los bastones⁽¹⁾. La restricción de peso va a depender de la naturaleza y la gravedad de la patología o alteración y podría ser indispensable por varios días, semanas, o meses. En la marcha asistida, la indicación de las ayudas para la ambulación por parte del profesional sanitario (andadores, bastones canadienses, bastón de mano, etc.) puede ser de forma temporal o permanente^(6,29,34). Las ayudas temporales son aquellas que forman parte de un programa de recuperación de alguna patología de miembro inferior donde la reeducación de la marcha forma parte de su recuperación funcional, cuyo objetivo es lograr una marcha autónoma y correcta. En cuanto a las ayudas permanentes, son aquellas indispensables para permitir una marcha segura y eficaz para garantizar la autonomía del paciente durante la ejecución de la marcha.

La marcha asistida cumple tres *funciones fundamentales*: aumenta el equilibrio y la estabilidad, descarga del miembro inferior afecto y compensación del déficit motor^(6,8,22,29,34,38,45,92). Asimismo, permite una menor carga de peso en la extremidad inferior afectada que puede ayudar a aliviar el dolor en la articulación de la cadera, rodilla, tobillo y

pie^(22,91), y propulsa o restringe las fuerzas necesarias para el avance progresión de la marcha⁽²⁰⁾.

En el ámbito asistencial, el proceso de recuperación del miembro inferior afectado, la persona puede comenzar con una descarga total si está ortetizado o bajo otra circunstancia que le impida el apoyo de la extremidad^(34,93). Tras este primer momento la carga debe ir aumentando progresivamente según los criterios establecidos por el equipo multidisciplinar, pasando a ser una descarga parcial. Pero llegado ese momento, las decisiones asistenciales de los profesionales sanitarios tienen un alto grado de subjetividad⁽²⁰⁾ y lo que es más, a veces es el propio paciente quien marca la carga que emplea en sus actividades de la vida diaria. Aunque la persona se reduzca la carga sobre una zona en proceso curación, ésta no es fiable⁽⁹⁴⁾. Por lo que en ningún caso se determina de forma objetiva dicha progresión^(2,15,24). *Esta falta de objetividad a la hora de prescribir esas descargas parciales, es lo que conlleva a complicaciones en la patología, secuelas, reintervenciones, etc.*^(5,95). En ocasiones, las compensaciones de los pacientes que padecen alteraciones funcionales, permiten la marcha, aunque ésta resulte patológica. La marcha antiálgica es una adaptación para evitar el aumento de dolor en la extremidad inferior. Si el dolor es articular, la tendencia es buscar la posición de mínima presión articular: 15° de flexión plantar de tobillo, 30° de flexión para rodilla y 30° de flexión en cadera. Además, se aumenta la lordosis lumbar para resituar el centro de gravedad dentro de su base de sustentación y, se observa una disminución del tiempo de apoyo y cantidad de carga en el miembro inferior patológico⁽⁴⁵⁾.

Desde el conocimiento en Fisioterapia podemos afirmar que la respuesta adaptativa a la inactividad e ingravidez por la NSP es la atrofia muscular⁽²¹⁾ y, por contra, la estimulación osteoblástica se ve facilitada por la carga, el estrés muscular y el movimiento⁽¹⁸⁾. Por ejemplo, la actividad electromiográfica del miembro inferior cambia en función de la carga y de la velocidad de la zancada, alcanzando máximos de actividad con el 0-40% SPP⁽⁹⁶⁾. Por este motivo, en los últimos años se tiende a emplear medios de descarga parcial de forma inmediata, recomendándose la máxima carga posible según la lesión y fase de recuperación en la que se encuentre el paciente⁽²¹⁾.

Pese al carácter individual de la marcha⁽²⁰⁾, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón de movimiento característico de la marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos y sobre todo, bajo determinadas condiciones

patológicas. Puesto que esto ocurre en sujetos sanos durante la marcha humana normal, debe ocurrir también en la marcha asistida, y debe ser cuantificado.

*Sin embargo, muy pocos estudios se centran en valorar los parámetros de la marcha asistida como paso previo al estudio de la citada marcha para una determinada patología, ya que desde nuestro punto de vista no se puede valorar las alteraciones de la marcha de una patología concreta sin conocer, antes, los rangos de normalidad que ocurren en la marcha asistida, es decir, **la marcha asistida debe ser cuantificada**^(13,20).*

2.2.1 Ayudas a la marcha asistida.

La marcha con ayudas a la marcha asistida puede definirse como una forma de locomoción cíclica caracterizada por el hecho de que el apoyo y la fase de propulsión no sólo se producen con el soporte de las extremidades inferiores, sino también con las extremidades superiores que sostienen los dispositivos para la movilidad⁽⁷⁾. Además el peso es parcialmente soportado por ellas con el fin de aliviar la carga de las extremidades inferiores⁽²⁰⁾.

Los tipos de dispositivos existentes son bastones de mano o convencional, bastones tipo canadiense, andador de cuatro patas (fijos o articulados), andadores de dos ruedas y dos patas, andadores de cuatro ruedas⁽⁷⁰⁾. Las ayudas técnicas ejercen su función a través de: modificaciones en el equilibrio, aumentando la base de sustentación para dar una mayor sensación de seguridad; la descarga de articulaciones o partes blandas que reduce la demanda mecánica y el peso sobre las extremidades inferiores lesionadas; y la propulsión, ayudando a compensar un déficit de fuerza que afecta a la progresión del paso. También reducen la fatiga, ayudan a contener a los sujetos con poca fuerza en miembros inferiores o, alivian el dolor secundario a la carga de las estructuras dañadas⁽²⁰⁾.

El tipo de dispositivo de asistencia que se utiliza influye en la cinemática, parámetros temporo-espaciales y demás parámetros de la marcha. La elección del dispositivo de asistencia adecuado, puede mejorar la funcionalidad de la marcha y/o reducir el riesgo de caídas, pero los criterios para elegirlo ha recibido poca atención en la literatura⁽⁹⁷⁾. En la actualidad ésta elección se basa en análisis subjetivo y debe estar basado en una evaluación objetiva por lo que se debe evaluar las capacidades funcionales del sujeto y la capacidad para ajustar de forma dinámica los cambios que se producen por el apoyo externo del dispositivo. Ejemplo de ello es que en algunos pacientes se decide retirar un bastón de antebrazo, pasando de dos a uno, para aumentar la capacidad de maniobra e independencia, pero también aumenta el riesgo de caídas.

En sujetos sanos, se ha comprobado que cuando se usa un dispositivo con el objetivo de facilitar el traslado del cuerpo, la velocidad, cadencia y longitud de la zancada disminuyen mientras que, mejoran los parámetros como ancho de paso y el porcentaje de tiempo de apoyo cuando se usa para mejorar el equilibrio y la seguridad⁽⁹⁷⁾.

Las ayudas técnicas eventualmente podrían alterar los patrones normales de marcha, en relación a la simetría entre los hemicuerpos cuando se usan bastones de antebrazo o axilares así como, a la eficiencia de la marcha, o a la pérdida de braceo cuando se usan andadores^(14,35). McDonough et al.⁽³⁵⁾ establece que los diferentes dispositivos generan diferentes sensaciones de estabilidad en el sujeto. Así concluye que el andador es el más estable, luego los bastones axilares, bastones de antebrazo y como más inestable, el bastón de mano. Por otro lado, se debe elegir el dispositivo más adecuado a las condiciones del paciente⁽⁹⁸⁾.

En este sentido los andadores, restringen mucho el movimiento en el plano frontal y anteroposterior, junto con la lenta velocidad de marcha, pero se gana en estabilidad^{(20,98)(35)}. Además, la cantidad de fuerza aplicada dependerá de varios factores: equilibrio, estado de las extremidades superiores e inferiores, grado y distribución de la espasticidad y, la capacidad para cargar o descargar las piernas⁽²⁰⁾. Por tanto, esta menor fluidez y mayor asimetría en la marcha combinadas, genera una marcha ineficiente con mayor gasto energético e implica el sobreuso de otras estructuras o sistemas (musculoesquelético, cardiovascular,...) con un coste alto para el sujeto⁽³⁵⁾. En este estudio la carga se mantuvo por debajo del 25 % SPP.

En cuanto al *bastón de mano*, Melis EH. et al.⁽²⁰⁾ recalca en su estudio que este bastón se debe utilizar como máximo hasta un 15% de soporte vertical sobre él, porque se vuelve inestable cuando se carga a partir del 20-25% del peso corporal. Engel J. et al.⁽⁹³⁾ diseñó un bastón de mano que permitía recoger el peso que se ejercía sobre él.

El *bastón axilar* fue ampliamente usado por todo el mundo, quizás por el hecho de que era económico. Los pacientes pueden usarlo con lesiones de miembro superior y con lesiones de miembro inferior cuando han pasado un periodo largo en silla de ruedas, hasta que sus lesiones curen lo suficiente para admitir bastones de antebrazo⁽¹⁾. El peso corporal se transfiere a los brazos y región axilar durante la marcha e implica una inclinación del tronco hacia delante^(21,35). Sin embargo, el uso prolongado de este dispositivo se ha relacionado con trombosis arteriales y parálisis braquiales^(10,12). Clark BC. et al.⁽²¹⁾ estudió diferentes niveles de soporte de peso con bastones axilares en contraste con un dispositivo de diseño que permite transferencia de

peso a través de la cintura pélvica obteniendo mejores resultados en cuanto a transmisión de fuerzas en el segundo caso.

Otro dispositivo de ayuda a la deambulación fue diseñado por Rambani et al.⁽¹⁾ para pacientes con lesiones por debajo de la rodilla, como esguinces o fracturas de tobillo. El prototipo consiste en un bastón con apoyo en la rodilla y carga sobre el fémur, de fácil aprendizaje y proporciona gran estabilidad al paciente. Dicho aparato logró mejorías musculoesqueléticas, una mayor funcionalidad en las actividades de la vida diaria y una disminución del tiempo de hospitalización. Por otro lado, Shortell et al.⁽⁸⁵⁾ diseñó una empuñadura para un bastón canadiense que reduce el impacto y el gasto energético, y así las posibles lesiones de los miembros superiores.

En Europa los más usados son los *bastones canadienses*, comúnmente prescritos o recomendados de forma ambulatoria. Las principales funciones de estas ayudas para la movilidad son⁽⁹⁹⁾ aumentar la base de apoyo⁽³³⁾, eliminar o limitar el peso soportado por la extremidad afectada mientras se realiza la ambulación, mejorar el equilibrio, y compartir la carga con el peso corporal de los miembros superiores, que se logra mediante la aplicación directa de fuerza a la empuñadura. También los bastones aumentan la confianza del paciente en el desempeño de las actividades diarias y reducen el riesgo de caídas que es un tema importante en la población anciana, mejoran el dolor⁽³⁸⁾ e incrementan un 10% la velocidad⁽¹²⁾. Gracias a ellos es posible caminar más erguido con una mayor velocidad, cadencia, simetría en tiempo de apoyo y longitud de paso como objetivaron Melis EH. et al.⁽²⁰⁾ y Goth et al.⁽¹⁰⁰⁾, estos estudios se realizaron analizando sujetos sanos y sin validar los resultados con pacientes afectados en miembro inferior⁽⁶⁾. Por todo ello, puede mejorar la independencia y, potencialmente, la calidad de la vida de los usuarios⁽²⁰⁾.

2.2.1.1 Bastones de antebrazo.

Las ayudas para la marcha han sido usadas durante siglos, estos son dispositivos ortopédicos que buscan un apoyo suplementario del cuerpo al suelo durante la ambulación. Los bastones de antebrazo (ver Figura 2) son uno de los medios ortopédicos más empleados en pacientes con patologías musculoesqueléticas que requieran una descarga parcial durante su proceso de recuperación funcional^(21,29,34). Dicho bastón se divide en varias *partes*; en la parte superior se encuentra la abrazadera donde se apoya el antebrazo unos 3-5cm por debajo del olecranon, éste sigue en dirección caudal hasta la empuñadura donde agarra la mano el bastón,

siguiendo hasta el final del mismo en la contera que suele ser de goma para evitar deslizamientos. Entre ambos existe una zona regulable en altura.

De los muchos tipos de bastones de antebrazos disponibles, los de aluminio ajustable se encuentran entre los más utilizados^(91,99). La empuñadura del bastón también es importante, se debe seleccionar atendiendo a la comodidad del paciente y a la capacidad de proporcionar una superficie adecuada para la transferencia de peso efectivo de la parte superior hasta el suelo⁽²²⁾. La empuñadura debe proporcionar que el peso sea transferido al centro de la caña, aumentando así la base de soporte y mejorando el equilibrio del paciente.

La longitud del bastón es un factor determinante de la marcha^(93,101). La *altura del bastón* con respecto al consumo energético ha sido estudiada por varios autores. Carpentier C. et al.⁽¹³⁾ comenta que es aconsejable seleccionar una altura corta para un paciente que tiene dificultades para levantar los pies tras el impacto, porque la separación del pie se ve facilitada, aunque la velocidad sea mayor. Un bastón largo proporciona más pasos (mayor distancia) y, por tanto, la pérdida de energía por distancia recorrida se reduce, sin embargo es mejor para reducir al mínimo el impulso normal siendo por ende el riesgo de deslizamiento hacia delante mayor. Por el contra, un mayor impulso puede causar daño en las articulaciones por la transmisión de la fuerza o carga hacia el suelo. En este sentido, Jones A. et al.⁽⁹⁹⁾ realizó un estudio donde comparó el gasto energético en pacientes con artrosis de rodilla unilateral durante la marcha con bastones de diferentes longitudes, a saber: bastón a la altura del trocánter mayor; bastón desde el suelo hasta la parte distal pliegue de la muñeca; y bastón colocado mediante la fórmula $L = H \times 0.45 + 0.87m$. El ángulo de flexión del codo proporcionada por cada uno fue determinado con un goniómetro. El resultado fue que utilizar bastón aumenta el gasto energético en todos los casos, sin embargo fue menor en la distancia del pliegue de la muñeca. Sin embargo, Engel J. et al.⁽⁹³⁾ determinó que no existían diferencias entre distintas alturas.

Diferentes métodos han sido utilizados para estimar la *longitud* apropiada de un bastón. Las mediciones de la longitud de caña trocánter mayor del fémur o desde el suelo hasta el pliegue distal de la muñeca son los métodos más comunes utilizados. La longitud de caña se determina por la fórmula:

$$\text{altura de la persona (metros)} \times 0.45 + 0.87 \text{ m.}$$

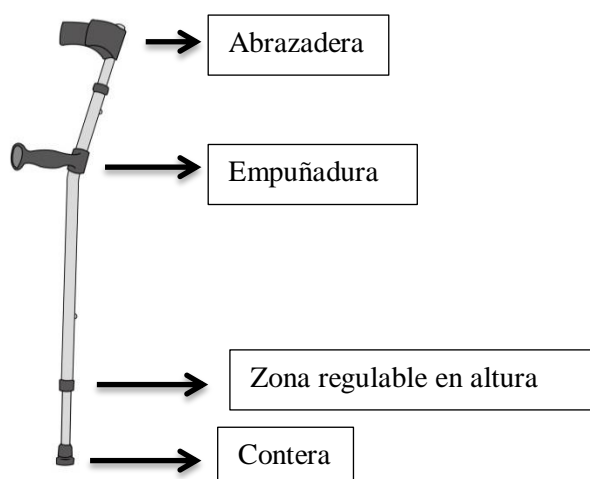


Figura 2: Partes del bastón de antebrazo.

La elección del lado del bastón se basa en factores tales como: nivel y lado de la mayor inestabilidad, dolor, o debilidad⁽⁹³⁾, mientras que, cuando se usa para mantener el equilibrio, el lado de uso puede depender más de la preferencia del individuo^(34,102). La descarga debe realizarse con el bastón en el lado contralateral a la extremidad afectada de forma que se conserve la disociación escapular^(6,19) y se facilite la carga sobre el mismo. Esta modalidad suele emplearse para evitar grandes desplazamientos del centro de gravedad en sentido lateral, requisito para una marcha correcta y evitar caídas^(34,94). El bastón en el lado contralateral reproduce mejor la marcha normal, y desde la recuperación de una lesión en Fisioterapia, todo lo que se acerque a la normalidad acelera el proceso de curación y evita secuelas. Por el contrario, el bastón en el lado homolateral requiere menor movilidad de cadera, siendo útil en casos de dolor o de limitación del movimiento de esta articulación. Por ello, algunos autores recomiendan que se coloque de la forma más cómoda para el paciente⁽⁶⁾ o en función de la patología⁽⁴⁵⁾.

Para el proceso de aprendizaje en el uso de los bastones canadienses, será determinante la elección de la colocación de un bastón de forma ipsilateral (en el mismo lado del miembro afecto) o contralateral (en el lado opuesto al miembro afecto), o dos batones^(34,103). Esta elección dependerá de la fase de recuperación del paciente, de sus condiciones físicas y coordinativas⁽²⁾, de la descarga que se desee realizar y de la estructura en lesión, entre otros factores. Para su prescripción también se debe tener en cuenta las características y modo de utilización, las posibilidades de equilibrio y el tipo de marcha esperada. Jayakaran P. et al.⁽³⁴⁾ estudió el efecto

de utilizar una ayuda para caminar sobre los parámetros temporales y espaciales de la marcha cuando se utiliza en el lado dominante del individuo frente al no dominante. Obteniendo como resultado que en adultos sanos, el uso de un bastón en el lado ipsilateral a la dominancia, modifica los parámetros para realizar el apoyo y oscilación pero no afecta a la base de apoyo formada por los pies, mientras que cuando se utilizan sin peso también altera la base de apoyo formado por los pies⁽³⁴⁾.

En cuanto al *modo en el empleo* de las ayudas para la marcha, la más acertada es en dos tiempos con simultaneidad del apoyo del bastón y el apoyo del pie del lado afecto^(20,22,97), puesto que según los estudios realizados por Lyu et al.⁽¹⁰⁴⁾, existe mayor eficacia en la reducción de la fuerza de reacción vertical del suelo y se descarga el miembro inferior afectado y, Gil-Agudo E. et al.⁽⁹⁷⁾ argumenta que esta posición también actúa como dispositivo de sujeción que impide que el usuario caiga hacia delante o hacia los lados. Sin embargo, la marcha asistida puede ser una actividad compleja cognitivamente pues es una tarea dual⁽¹⁴⁾, es decir que implica varias acciones a la vez: apoyo simultáneo y cargar sobre el bastón. El apoyo del bastón o de los bastones debe ser simultáneo^(7,67), o ligeramente anticipado a la pierna lesionada. Sin embargo, Dworak LB. et al.⁽⁷⁾ comenta que este tipo de marcha se llama “a tres puntos” cuando se utilizan los dos bastones y por tanto hay tres apoyos. Pero igualmente, es una marcha a dos tiempos; la fase de balanceo de los bastones y la extremidad enferma en este caso se realizan con movimientos pendulares, simultáneamente y de la misma forma, la fase de apoyo de la extremidad afectada y los bastones (tres puntos) ocurre simultáneamente y como resultado se logra la ingravidez parcial muscular de la extremidad. En esta misma línea, Li S. et al.⁽²²⁾ también lo define con respecto a los bastones axilares en 2 puntos (un bastón y un miembro inferior afectado) y 3 puntos (dos bastones y una pierna lesionada).

No debemos olvidar que pese a los beneficios sobre el miembro inferior en la marcha asistida, las *extremidades superiores* no están diseñados para soportar tanto peso⁽¹³⁾, y existe el riesgo de lesiones⁽²⁰⁾. El elevado número de repeticiones de apoyos y las altas cargas en la articulación del hombro durante el uso de bastones de antebrazo podría conducir a problemas en la cintura escapulohumeral y compresiones del canal de Guyon dañando el nervio cubital y cizallamiento del cúbito^(13,105) con consecuencia a largo plazo⁽¹⁰⁾. El potencial riesgo de sobrecargar la articulación del hombro queda demostrado⁽¹⁰⁾ al encontrar que el 51% de los pacientes con lesión en médula espinal que afecta a miembro inferior tienen problemas en el hombro, y más cuando las extremidades inferiores están completamente descargadas.

Dependiendo de la lesión se puede aplicar más del 100 % BW de la fuerza en el dispositivo⁽¹²⁾, llegando en ocasiones cargas máximas de hasta un 170% del peso corporal⁽¹⁰⁾. Las fuerzas ascendentes por el apoyo sobre el bastón influye directamente sobre la glenoides, el espacio subacromial y la articulación acromioclavicular⁽¹⁰⁾, incluso sobre el plexo braquial, aunque con una buena musculatura periarticular podría reducirse la fricción y el daño⁽¹²⁾. Por tanto para el empleo de cualquier dispositivo de ayuda a la deambulación, los miembros superiores deben estar sanos⁽⁹⁷⁾ y fuertes.

En afecciones musculoesqueléticas, el uso de los bastones viene condicionado por el tipo de patología y la fase de recuperación en la que se encuentre el paciente. Y como hemos dicho anteriormente, es fundamental guiar la progresión en la descarga del miembro inferior afectado y por consiguiente la cantidad de carga en este dispositivo. Paralelamente existen otras condiciones, como el envejecimiento o patologías neurológicas, donde su uso viene determinado por el deterioro articular o del equilibrio o por las secuelas que hayan quedado. En este último caso, por ejemplo en los accidentes cerebro vasculares⁽¹²⁾, el uso de bastones ha sido controvertido pues se prescriben para facilitar el desempeño de las actividades cotidianas y para mejorar la seguridad, pero no hay unanimidad en cuanto a si debe de ser una ayuda mientras se recupera la independencia o un complemento cuando quedan secuelas. En algunas patologías como la parálisis cerebral también ha sido estudiado como método para mejorar la marcha de estos pacientes^(12,38,97). Estos estudios revelaron que el uso de un bastón aumenta la velocidad y seguridad del paciente, así como el ROM en miembros inferiores, como el uso de dos bastones a cuatro puntos reduce la actividad muscular, y con ello el estrés y dolor en la parte posterior de la espalda.

Por último, mencionar que, los bastones canadienses instrumentados se utilizan en investigación y en el ámbito asistencial para la marcha asistida, por ello es nuestra elección. Gracias ellos se eliminan las barreras espaciales, y los problemas de transportabilidad⁽¹⁹⁾. Los intereses de los/as investigadores/as se centran en la calidad de vida del paciente, en su funcionalidad y en la disminución del tiempo de recuperación, así como su coste. Por ello, se realizan constantes mejoras entre los múltiples diseños de éstos para facilitar su utilización^(85,106).

2.2.2 Concepto de carga y descarga.

Determinadas afecciones del aparato locomotor en el miembro inferior requieren de una descarga del mismo mediante los bastones antes mencionados. Por tanto, la posibilidad de descargar el peso corporal del miembro afectado conlleva consecuentemente la carga sobre el dispositivo de ayuda a la deambulaci3n, en este caso el bast3n de antebrazo.

El entrenamiento de la marcha asistida con soporte parcial del peso corporal, fue iniciado en Canad3, publicando las primeras experiencias sobre el efecto de la eliminaci3n parcial del peso corporal en la rehabilitaci3n de la marcha, entrenada sobre un tapiz rodante, en una poblaci3n de sujetos con hemiparesia⁽⁷⁵⁾. Desde entonces un considerable n3mero de estudios, y un n3mero todav3a mayor de sujetos estudiados, refuerza la idea que la utilizaci3n del entrenamiento de la marcha asistida con soporte parcial del peso corporal puede conseguir una notable mejor3a funcional de sujetos acelerando notablemente el proceso de recuperaci3n⁽²⁰⁾.

Los primeros estudios para el proceso de *enseñanza-aprendizaje* en este tipo de marcha hablan de la utilizaci3n de espejos, instrucciones verbales e incluso la colocaci3n de la mano del fisioterapeuta debajo del pie afecto del paciente, pero demostraron no ser de gran utilidad o al menos insuficiente a la hora de aprender la carga que deb3an ejercer durante la marcha asistida^(5,15). El aprendizaje para cargar sobre bast3n vs descargar el miembro inferior es muy complicado debido a que no existe un criterio unificado en la progresi3n de los porcentajes y a las interpretaciones subjetivas del paciente en cuanto al peso que tiene que aprender, replicar, conservar y reproducir en el tiempo⁽⁹⁵⁾. El fisioterapeuta puede comenzar a enseñar a descargar el miembro inferior afectado del paciente con una b3scula^(16,18,40,95,107). El paciente debe aprender a realizar transferencias de peso del miembro afecto sobre la b3scula corrigiendo en ella los kilos que debe soportar^(18,23). A pesar del gran valor de este m3todo, los pacientes, tanto sanos como patol3gicos, no son capaces de reproducir el peso prescrito y dif3cilmente pueden extrapolar esas sensaciones est3ticas, donde la fuerza es exclusivamente vertical, a una sensaci3n din3mica como es la marcha humana^(15,18,95,107-109). Investigaciones posteriores determinaron que los sujetos que hab3an empleado la b3scula como m3todo de aprendizaje terminaban excediendo en un 50% o m3s la carga establecida por el fisioterapeuta al caminar con bastones^(15,23).

Ebert et al.⁽⁹⁵⁾ utilizó una báscula y una plataforma de fuerza donde instruyeron a modo feedback la carga que debían soportar. La muestra se realizó con pacientes tras la implantación de condrocitos autólogos en la rodilla. Estos pacientes comenzaron cargando el 20% de su peso corporal, 40%, 60%, hasta llegar al 100% al tercer o cuarto mes. En dicho protocolo, pasaban de utilizar de dos a un único bastón al sobrepasar el 60% del peso corporal y la modalidad del 20% fue la que obtuvo en el máximo error, disminuyendo el error conforme aumentaba la carga sobre el miembro inferior y el aprendizaje del sujeto. Isakov E.⁽¹⁵⁾ y Dabke HV. et al.⁽¹⁸⁾ exponen que los métodos tradicionales como la báscula terminaban en errores de más del 50% de la carga establecida. Winstein CJ. et al.⁽¹⁰⁷⁾ encontraron que las personas tienen una tasa de error aproximada del 10% al repetir un nivel determinado SPP. Los pacientes suelen utilizar los dispositivos de ayuda sin tener formación en SPP y eso, probablemente, es la causa de altos porcentajes de error en la replicación los niveles prescritos de soporte de peso.

Durante el proceso de enseñanza, el *momento para informar* al paciente (feedback) de la carga que está ejerciendo es controvertido. Winstein CJ. et al.^(17,107,110) defiende que el feedback simultáneo es mejor a corto plazo mientras que informar al sujeto de su error tras el entrenamiento es beneficioso a largo plazo. Otros autores refieren la necesidad de emplear un método de feedback en el momento del aprendizaje de forma más continuada que sea de fácil control y transportable⁽⁴⁾. Por ejemplo, utilizando señales de feedback acústicas o visuales^(19,32) si se exceden en un 10% del peso corporal prescrito como en el caso de Tveit et al.⁽⁴⁾ o Hershko et al.⁽⁵⁾.

Otros métodos más complejos para aprender a descargar el miembro inferior durante la marcha asistida son las plataformas de fuerza y las plantillas instrumentadas. Por un lado, las *plataformas de fuerza* son caras y necesitan disponer de un gran espacio para su instalación y necesitan de un constante mantenimiento. Su manejo es complicado pues es indispensables tener conocimientos altos de física, informática, etc. y las posibilidades de análisis están limitadas a un espacio determinado y llano⁽⁴⁸⁾. Por otro lado, las *plantillas instrumentadas*⁽¹⁵⁾ tienen un elevado precio de compra teniendo en cuenta que se ha de tener varias numeraciones de pies y un elevado mantenimiento en calibración. Tiene la ventaja de permitir desplazamientos por cualquier terreno.

Otro método más sofisticados es el entrenamiento en la reeducación de la marcha en cinta rodante con apoyo del peso corporal parcial, mediante el sistema *Lokomat*⁽⁹⁶⁾ donde el

cuerpo se mantiene en suspensión permitiendo determinada carga sobre el miembro inferior. Variables como la frecuencia del paso y la cantidad de soporte de peso corporal son parámetros clave manipulados durante el empleo de este sistema. La formación y aprendizaje con estos sistemas⁽¹⁰³⁾, proporcionan un enfoque interactivo en la marcha y permite todo un ciclo de apoyo del peso corporal, y al mismo tiempo se pueden utilizar para manipular la estabilidad y equilibrio aumentando los niveles de peso corporal. Fu MC. et al.⁽¹⁰⁹⁾ desarrollo un dispositivo para miembro inferior provisto de feedback para la regulación de la descarga del mismo.

La tendencia actual de emplear medios de *descarga parcial de forma inmediata* en aquellas patologías de miembro inferior que las permiten queda plenamente justificada en algunos estudios⁽²¹⁾. Con ello se logra *evitar* en lo posible las llamativas *pérdidas de fuerza*, que persisten durante períodos prolongados a pesar de la reanudación de la actividad normal y rehabilitación física, especialmente en el cuádriceps y otros músculos del miembro inferior. Este músculo puede llegar a sufrir una pérdida de fuerza de 0,4% por día⁽²¹⁾. Está demostrado que existe muy poca actividad muscular en NSP y que la señal EMG varía entre 22% y 46% en función de la mecánica de la actividad realizada, de la misma forma que los patrones de coordinación muscular se normalizan conforme aumenta el soporte del peso corporal y la frecuencia del paso, llegando a haber muy poca actividad con NSP lo que aumenta el riesgo de pérdida de tono muscular⁽⁹⁶⁾. Estos datos sugieren que la interacción de soporte de peso corporal y frecuencia de paso debe ser tenido en cuenta en la optimización de la potencia motora durante la recuperación⁽⁹⁶⁾⁽²¹⁾.

La ambulación con carga precoz, al menos de forma parcial, provoca otros beneficios^(95,111,112). Por un lado, ejerce protección y el estímulo necesario para la regeneración del tejido lesionado. En concreto, aumenta la regeneración ósea según Dabke et al.⁽¹⁸⁾ ya que la carga precoz origina fuerzas mecánicas con micromovimientos axiales que se ha demostrado que estimulan curación de fracturas, la capacidad del paciente para soportar peso en la extremidad fracturada puede utilizarse como un criterio objetivo de la consolidación ósea en fracturas⁽¹¹³⁾. Por otro lado⁽²⁰⁾, menciona que la carga precoz es efectivo en la prevención de las contracturas, la minimización de la osteoporosis, la mejora de la circulación y la función renal. Korkmaz M. et al.⁽¹¹⁴⁾ objetivó la eficacia de la carga precoz en 23 sujetos intervenidos de rotura del tendón de Aquiles, donde aumentó la vascularización de dicho tendón y la calidad de vida de los pacientes, frente a los que no tuvieron carga. Hesse S.⁽¹¹⁵⁾ empleó bastones en un protocolo de artroplastia de cadera con grupo control y experimental, donde se

comprobó que los pacientes que controlaban el porcentaje de descarga lograban un 6,8% más de extensión de cadera, más fuerza en abductores y un 41,5% más de actividad en el glúteo medio, simetría al caminar y ciclos de marcha más normalizados. Sin embargo, de nuevo en ambos casos^(114,115), no establece ningún protocolo de control en las progresiones de las cargas.

En numerosas ocasiones, la recuperación funcional del paciente conlleva una marcha asistida en descarga total, con dos bastones⁽³⁵⁾, y una progresión de descargas parciales hasta llegar a completar la carga del 100% del peso corporal del paciente, con la consiguiente retirada del sistema de descarga^(24,116). De hecho, utilizar dos dispositivos incrementa el gasto energético, pero las distorsiones de la marcha aparecen cuando se pasa de *dos bastones a uno*, por lo que los investigadores⁽³⁵⁾ insisten en medir muy bien el momento de abandonar un dispositivo pues conforme se normaliza la marcha asistida con una carga correcta los parámetros de simetría van tendiendo a normal. Sin embargo, ningún autor especifica la cantidad de descarga de una forma objetiva ni el momento concreto en que se debe retirar un bastón o ambos, es decir, establecer la progresión de descarga completa con dos bastones, descarga parcial con dos bastones, descarga parcial con un bastón y carga completa. En rehabilitación, la progresión del uso de dos dispositivos de ayuda a la deambulación a uno, frecuentemente se decide entre el terapeuta y el paciente según los signos de mejora de este último⁽³⁵⁾. Algunos estudios proponen tiempo en meses o semanas como progresión de la descarga total a parcial, lo cual también presenta muy poca objetividad o cuando el paciente sea capaz de tolerar la mitad de su peso corporal, es decir, un 50%⁽⁹⁵⁾. O bien, proponen la retirada de los bastones según tolerancia del dolor del paciente pero se cae en el problema de que no todas las personas tienen la misma tolerancia al dolor. Además, la reducción o desaparición del dolor no siempre es indicativa de una evolución favorable, como por ejemplo en un edema óseo⁽¹⁹⁾. Además, el indispensable impacto contra el suelo del bastón en la marcha asistida ocasiona el principal gasto energético durante la ambulación⁽¹³⁾, lo que ocasiona un alto coste metabólico y fatiga muscular, que unido a la disminución del tono muscular mencionado genera inestabilidad mecánica, por lo que conocer la influencia de uno o dos bastones con respecto al gasto energético también es necesario.

Como hemos dicho, no existe unanimidad al momento en el que la carga parcial es suficiente para abandonar un bastón. Un estudio⁽¹¹⁷⁾ demostró que los sujetos son capaces de reproducir el SPP requerido mejor con dos bastones que con uno, por lo que ha de ser tenido en cuenta. Sólo un estudio objetivó⁽³⁸⁾ encontrará diferencias significativas entre el uso de uno o dos bastones, velocidad de marcha, cadencia y ritmo, así como cambios en la extensión del

tronco inferior y el aumento significativo de la amplitud de movimiento pélvico en el plano sagital. Pero éste está realizado en sujetos con parálisis cerebral por lo que no se puede extrapolar estos resultados a pacientes con alguna patología musculoesquelética de miembro inferior concreta. Así mismo, también se han observado diferencias en la cinemática de miembro superior y cuello entre la marcha a dos puntos y cuatro puntos⁽⁹¹⁾.

Tampoco hay un criterio unánime en cuánto debe ser la progresión en el porcentaje de carga que se debe seguir hacia la carga total del miembro afectado. En este sentido, Dworak LB. Et al.⁽⁷⁾ simuló la marcha a tres puntos con bastones de antebrazo, para aliviar el peso de las extremidades en el enfermo en un 10%, 50%, y 90%. Al igual que Li S. et al.⁽²²⁾ que estudió la variabilidad de la fuerza de reacción al suelo en una plataforma de fuerza, la cinética y la cinemática en tres dimensiones de ambos lados mientras caminaban con bastones a 3 puntos con diferentes carga parcial (SPP): 10 %, 50 %, y 90% a velocidad libre. En estos casos, no pudieron reproducir con precisión el SPP al 90% y al 10%, por lo que los terapeutas y los médicos deben considerar esta situación al prescribir las cargas. Otro autor⁽¹¹⁷⁾, propone descargar al 25% del peso corporal, luego al 50% y por último al 75%, todas las cargas con un bastón. Youdas E et al.⁽¹⁶⁾ evaluó si los participantes eran capaces de aliviar su extremidad inferior derecha por un valor específico del 50% BW con bastones axilares, bastón de antebrazo, un bastón y un andador. Otro autor⁽¹⁰³⁾, utilizó 0%, 10%, 20% y 30% mediante un sistema de suspensión.

Otros autores^(21,35), no diferencian porcentajes sino que establecen las diferentes cargas en conceptos de “no carga”, “carga parcial” y “carga completa”, incluso llegan a plantear un peso estándar según el tiempo que lleven de recuperación, por ejemplo 30 kg⁽¹⁸⁾, que se suele prescribir frecuentemente. Incluso, se prescriben como tres diferentes niveles de descarga del peso corporal; sin peso-ligero-pesado⁽²¹⁾, o sin peso-peso parcial-peso total⁽³⁵⁾, aumentando la ambigüedad de este concepto.

En todos los casos anteriores, los sujetos sobrepasaron la cantidad de carga prescrita y no fueron capaces de reproducirla de forma estática ni dinámica. Varios autores cuestionan la precisión de las cargas parciales prescritas a los pacientes. Tveit et al.⁽⁴⁾ realizó un estudio con 15 pacientes con prótesis cementada donde se les prescribió cargar el 30% del peso corporal en el miembro afectado. Gracias a las plantillas con sensores y a la utilización de dos bastones pudieron objetivar que la media de carga en los hombres fue del 63% y en las mujeres del 80%, por lo que todos se excedieron en el porcentaje de carga que debían soportar. Resultados

similares obtuvo Vasarhelyi et al.⁽²⁾, en cuya investigación, con grupo control (sujetos sanos) y grupo experimental (pacientes con osteosíntesis por fractura), concluyó que a pesar del aprendizaje, todos los sujetos excedían los 20 kilogramos requeridos. Youdas et al.⁽¹⁶⁾ afirma que se logra una mayor precisión al prescribir el 50% del peso corporal tanto con dos bastones como con uno.

Los estudios reflejan lo difícil que resulta no sólo determinar la cantidad de carga parcial, sino la necesidad de establecer rangos unificados, de forma que los protocolos y las múltiples investigaciones al respecto, pudieran basarse en ella^(15,40,43,95). Malviya J. et al.⁽²³⁾ en 2005 sugirió establecer rangos de carga parcial de 25% en 25% del peso corporal⁽¹¹⁷⁾. Sin embargo, Hershko et al.⁽⁵⁾ en su estudio sobre la precisión de cargas tras cirugía determinó que para apoyo sin carga o contacto con el suelo la carga no excediese el 20% del peso corporal y para carga parcial fuese en un rango del 21% al 50% del peso corporal. Por ello, nuestro estudio se enfoca en el 25% y 50% SPP.

Desafortunadamente, hay pocos datos sobre SPP en la marcha asistida con respecto a las características cinéticas, cinemática y de carácter temporal bajo niveles controlados de soporte del peso⁽²²⁾ durante todo el ciclo de la marcha. De la misma forma, que la comparación entre la marcha asistida con la marcha normal ha sido poco estudiada⁽⁹¹⁾, este hecho nos ayudaría a conocer cómo se distorsiona el gesto de la marcha ante diferentes porcentajes de carga, objeto de estudio de esta tesis doctoral.

2.2.3 Biomecánica de la cabeza, tronco y pelvis.

Desde una perspectiva fisiológica, todos los patrones de movimiento del raquis están contenidos en los tres planos definidos por el sistema de coordenadas biomecánico del cuerpo humano. Estos son:

- Plano sagital: donde el movimiento que se produce es el de flexoextensión en cualquier región del raquis, aunque en la pelvis el movimiento es llamado anteversión y retroversión pélvica. Estos se producen en el eje Y.
- Plano frontal: que contiene los movimientos de lateroflexión derecha e izquierda. Estos se producen entorno al eje X.
- Plano transversal: los movimientos existentes son los de rotación derecha e izquierda sobre el eje Z.

Desde una perspectiva biomecánica y en concreto, *cinemática*, es necesario establecer un sistema de coordenada respecto al cual referir los valores angulares de los movimientos de estudio. Por ello, existen diferentes modelos biomecánicos que intentan analizar el movimiento del cuerpo humano y cada uno de ellos intenta reflejar la realidad. Un *modelo* es un simulador del comportamiento del aparato locomotor, considerando las propiedades físicas de los elementos que lo contienen⁽⁸³⁾, en este caso: cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis. Se deben establecer criterios para simplificar el movimiento global del cuerpo humano, así, Kapandji A.I.⁽⁸⁹⁾ cuantifica su movilidad total dividiendo el raquis en varias zonas:

- Raquis cervical: donde la máxima flexión es de 40° y de extensión 60°, la lateroflexión es de 35° a 45° y las rotaciones alcanzan los 45°-50°.
- Conjunto toracolumbar: la amplitud en flexoextensión es de 105° y en extensión es de 60°, la lateroflexión y rotación llegan a 40° hacia ambos lados.
- Este conjunto a su vez lo subdivide en raquis torácico y lumbar. Para el raquis torácico la amplitud global en flexoextensión es de 45° y 40° respectivamente, la lateroflexión es de 20° y las rotaciones alcanzan los 35°. Para el raquis lumbar la flexión es de 60° y la extensión de 20°, la lateroflexión alcanza los 20° para ambos lados y la rotación es de 5°.
- Por último, enuncia el conjunto de cintura pélvica para referirse al sacro y los dos huesos coxales, sin establecer rangos de movilidad⁽⁸⁴⁾.

Este autor⁽⁸⁹⁾, considera el raquis toracolumbar como una unidad funcional, pues diversos test ortopédicos miden la amplitud de los movimientos del raquis en conjunto y sus resultados son interpretados en el ámbito asistencial⁽⁸⁹⁾. Esta unidad la componen las vértebras contenidas desde C7 a S1. Del mismo modo, habla de la unidad funcional del conjunto pélvico o cintura pélvica compuesta por sacro y ambos huesos coxales⁽⁸⁴⁾. Estos huesos son considerados una sola estructura para algunos modelos mecánicos^(84,89).

Sin embargo, en esta investigación el análisis de la marcha se realizará a través de un *modelo mecánico* de análisis del movimiento humano en tres dimensiones, en concreto, de la marca comercial Vicon. Este modelo contiene varios protocolos para analizar el movimiento humano, que generan datos tridimensionales a través del movimiento de los marcadores que están adheridos al cuerpo en puntos de referencia anatómicos concretos⁽⁵⁷⁾⁽¹¹⁸⁾. Los distintos marcadores, de una misma zona corporal, se relacionan entre sí para determinar un área o un volumen concreto, por ejemplo los cuatro marcadores colocados en la cabeza determinan el área

de la cabeza, que en los sistemas de análisis tridimensionales se denomina bloque (en este caso bloque cabeza). Los distintos protocolos de análisis que se pueden generar con los modelos mecánicos están destinados a hacer de la cinemática y la cinética algo clínicamente interpretable⁽³⁰⁾⁽³⁾⁽⁴⁴⁾. En el desarrollo de esta tesis doctoral el modelo utilizado es el Plug-in-gait que será desarrollado en el apartado 2.3.2.2. Este modelo establece que el movimiento entre dos zonas corporales necesita un eje fijo de referencia. Es decir, el movimiento ocurre entre el eje del mismo plano de estudio en la zona móvil, respecto a un eje perpendicular al anterior en la otra zona corporal, que se considera el eje fijo de referencia.

En concreto, en el análisis de movimiento humano con Vicon, la cinemática entre la cabeza, tronco y pelvis, lo describen de la siguiente forma^(119,120):

- Por un lado, el movimiento del cuello se describe como el ángulo relativo de la cabeza respecto al tórax⁽¹¹⁹⁻¹²²⁾. Puesto que el término “cuello” es ambiguo y la cabeza junto con las siete vértebras cervicales son consideradas una unidad funcional^(6,42). De aquí en adelante, usando terminología correcta en biomecánica del cuerpo humano, será considerado como el movimiento de la cabeza^(6,42) para describir los movimientos entre cabeza y tórax⁽¹¹⁹⁾.
- Por otro lado, los movimientos de la columna vertebral se establecen como el ángulo relativo del tronco con respecto a la pelvis⁽¹¹⁹⁻¹²²⁾. Igualmente, la terminología “columna vertebral no es exacta” puesto que anatómicamente ésta engloba desde C1 a S5^(42,89), por lo que usar la nomenclatura de este movimiento como “columna vertebral” refiriéndose al ángulo del tórax relativo a la pelvis, no sería correcto. De aquí en adelante, usando la terminología correcta en biomecánica del cuerpo humano, nos referiremos a los movimientos del tronco^(6,42,119) para describir los movimientos entre ambas zonas corporales respecto a la pelvis. Al final del apartado 2.3.2.2 se define dicha nomenclatura.

De esta forma, se definen los movimientos en los tres planos en ambos casos: lateroflexión, flexoextensión y rotación.

- Por último, cobra especial relevancia el estudio de la pelvis y de las hemipelvis. El sistema de análisis de movimiento de la marca Vicon que se usó en este estudio, calcula el movimiento de la pelvis respecto al marco de coordenadas

del laboratorio⁽¹¹⁹⁻¹²²⁾, mientras que no contempla el estudio del movimiento de las hemipelvis. Sin embargo, el Departamento de Ingeniería Mecánica desarrolló un nuevo modelo para los estudios de los mismos: la pelvis, la hemipelvis derecha y la hemipelvis fueron estudiadas con respecto a una referencia anatómica del participante que se consideró “fija”, concretamente T10. Lo que relaciona directamente el movimiento de la pelvis y las hemipelvis con una referencia fija de la propia persona de estudio. En este caso, los movimientos resultantes fueron anteversión, retroversión y rotación para la pelvis; y flexoextensión y torsión para las hemipelvis.

Una vez definidos cómo analiza los movimientos que recoge el análisis de movimiento, se describe cada movimiento biomecánicamente:

- Flexoextensión: en un plano sagital a nivel el movimiento de flexión la vértebra se desplaza hacia delante y abajo, mientras que extensión el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza hacia atrás. En el caso de la cabeza la flexión hace que todo el conjunto funcional cráneo-cervical se mueva hacia delante y abajo, y la extensión provoca que la misma se mueva hacia abajo y atrás⁽¹²³⁾. En el caso del tronco, en la flexión se inclina hacia delante (esternón hacia abajo y anterior) y en la extensión hacia atrás⁽⁸⁹⁾. En cuanto a la flexión hemipelvis: el hueso coxal rota sobre el eje transversal hacia delante lo que provoca que la espina iliaca anterosuperior baje y la espina iliaca posterosuperior suba; y la extensión genera el movimiento contrario sobre las espinas iliacas^(6,42).
- Lateroflexión: en el plano frontal, a nivel vertebral la apófisis transversa baja del lado hacia el que se inclina y sube en el lado contralateral⁽¹²³⁾. En cuanto a la cabeza, la lateroflexión derecha hace de descender la zona temporal derecha hacia el hombro derecho mientras que la lateroflexión izquierda desciende la zona temporal izquierda. En el tronco el hombro derecho baja y el izquierdo sube en la lateroflexión izquierda, mientras que ocurre lo contrario en la inclinación izquierda⁽⁸⁹⁾.
- Rotación: en el plano transversal, a nivel vertebral la apófisis espinosa gira hacia la izquierda y el cuerpo vertebral hacia la derecha cuando se produce un rotación derecha, y al contrario en la rotación izquierda⁽¹²³⁾. En la cabeza, se

asemeja al gesto para decir “no”, al rotar hacia la derecha el sujeto mira hacia la derecha y al contrario hacia la izquierda. En el tronco, la rotación derecha el hombro derecho se desplaza hacia atrás y el izquierdo hacia delante, mientras que el hombro izquierdo se retrasa y el hombro derecho se adelanta en la rotación izquierda⁽⁸⁹⁾. La pelvis en la rotación derecha provoca que la hemipelvis derecha se adelanta y se retrasa la hemipelvis izquierda, es decir, la espina iliaca anterosuperior derecha se desplaza avanza hacia la izquierda, mientras que la espina iliaca anterosuperior izquierda se dirige hacia atrás y hacia la derecha. Ocurre lo contrario en la rotación izquierda de la pelvis⁽⁸⁴⁾.

Los movimientos de rotación e inclinación en el raquis cervical inferior son movimientos que se producen de forma acoplada

- Anteversión y retroversión pélvica: el conjunto pélvico rota alrededor del eje transversal. En la anteversión, ambas espinas iliacas anterosuperiores descienden mientras que, las espinas iliacas posterosuperiores ascienden. En la retroversión, ambas espinas iliacas anterosuperiores ascienden mientras que, las espinas iliacas posterosuperiores descienden^(6,42).
- Torsión de las hemipelvis: el movimiento ocurre en el plano sagital en cada hemipelvis, se produce una flexión (antes descrita) en una hemipelvis mientras que la hemipelvis contraria se produce una extensión. Es decir, una hemipelvis rota sobre el eje transversal hacia anterior mientras que la otra hemipelvis rota sobre ese eje hacia atrás.

En un examen general de la marcha asistida, se pueden observar⁽⁴⁴⁾: si existe facilidad de desplazamiento o está obstaculizado por dolor, limitación en la movilidad, angulaciones de los segmentos, simetría de los movimientos, amplitud y ritmo de los desplazamientos verticales y laterales, longitud de la zancada, y anchura de la base de sustentación.

Aunque la investigación con distintos tipos de ayuda a la marcha se han centrado en general en la extremidad afectada, existen cambios adaptivos compensatorios en distintos segmentos que puede ser también interesantes de analizar⁽¹⁰⁷⁾⁽⁴⁴⁾ como por ejemplo, los que acontecen en el raquis y sobre todo en la pelvis. Será importante evaluar todas las alteraciones en la biomecánica que se producen por una patología, sin embargo para poder estudiarlo debemos saber cómo se comporta el cuerpo ante una descarga parcial sin patología alguna, para

poder establecer a partir de ahí las alteraciones en la cinemática característica de cada patología. Aunque las comparaciones directas con sujetos sanos deben realizarse con la debida prudencia⁽²⁰⁾.

Existen algunos estudios sobre la marcha asistida en sujetos sanos^(7,16,21-23,27,30,34,38,96,101,103,117,124-128), de ellos solo cinco se ocupan de la cinemática^(22,27,38,101,103) y sólo tres de la cinemática en cabeza, tronco o pelvis^(22,38,101). Este tipo de marcha también ha sido estudiada en procesos patológicos^(10,12,13,20,39,75,94,97), pero sólo uno analizó la cinemática en los segmentos de interés para esta tesis⁽³⁹⁾. La aplicación de los estudios cuantitativos de locomoción humana ha contribuido sustancialmente a la mejora en el tratamiento de lesiones y enfermedades del sistema osteomuscular y neurológico. Son varios los autores que han estudiado la marcha en diferentes *condiciones patológicas*. Ejemplo de ellas son: la inestabilidad de rodilla^(53,71,72), la rizotomía en la diplejía espástica⁽⁶⁹⁾⁽⁶⁷⁾, lesión medular^(20,75), mielomeningocele⁽³⁹⁾, artroplastia de cadera^(4,129), injerto de condrocitos autólogos de rodilla⁽⁹⁵⁾, osteotomía tibial⁽⁹⁴⁾, parálisis cerebral⁽⁶⁸⁾⁽³⁸⁾, síndrome del cordón central⁽⁹⁷⁾ y envejecimiento⁽¹⁴⁾.

El patrón en la marcha asistida⁽³⁷⁾ se asocia a pasos cortos bilaterales a expensas de disminuir el arco de movilidad de las articulaciones coxofemorales, y a movimientos paradójicos en la inclinación de la pelvis, lo que significa que no se está controlando de forma adecuada el centro de gravedad, esto se ve reflejado en un aumento del 1.2% del consumo de energía sobre el ideal. Otro autor, consideró dos segmentos de interés para este estudio: cabeza-cuello y tronco pero no expuso información de los resultados cinemáticos de cabeza-cuello⁽¹⁰¹⁾. Vankoski S. et al.⁽³⁹⁾, sin embargo estudió la pelvis de niños con mielomeningocele caminando con y sin bastones canadienses, y aunque los resultados son muy interesantes a nivel de plano coronal y transversal (cuatro veces mayor a lo normal en rotación e inclinación pélvica), no esclarecen el porcentaje de peso que se ejercía ni pueden ser extrapolados a la marcha asistida en sujetos sanos o con alguna patología musculoesquelética. Sólo un estudio objetivó⁽³⁸⁾ con diferencias significativas entre el uso de uno o dos bastones en relación a la velocidad de marcha, cadencia y ritmo, así como parámetros cinemáticos como el aumento significativo de la amplitud del movimiento pélvico en el plano sagital.

Opheim JL et al.⁽⁶⁸⁾ cuantificó las desviaciones cinemáticas de la marcha en cuanto a la altura vertical del centro de masa demostrando una correlación muy fuerte con el gasto de energía en los individuos sanos, concretamente comprobó que el impacto del bastón de antebrazo contra el suelo es la principal causa de pérdida de energía durante la marcha

asistida⁽¹³⁾, por lo que todos los cambios cinemáticos por su uso corporales llevan implícitos un gasto energético. Por ello en su estudio también incluían cambios en la cinemática de la pelvis, cadera, rodilla, tobillo y pie.

En la marcha asistida clínicamente, hay que enfatizar el conocimiento de la actividad muscular, la cinemática y las características del patrón de marcha que pueden ayudar en el proceso de toma de decisiones⁽²¹⁾.

2.2.4 Importancia en fisioterapia.

Diversas patologías en la extremidad inferior puede afectar su capacidad para soportar peso⁽²²⁾. Las lesiones en tobillo, rodilla y cadera suelen obligar a un individuo a adoptar una postura de protección en las articulaciones que soportan el peso, hasta que exista suficiente curación del mismo.

Tras un periodo determinado de descarga total, los pacientes comenzarán a utilizar ayudas ortopédicas para caminar, un andador o bien dos bastones, para luego pasar a un bastón⁽⁶⁹⁾. Las restricciones en el peso que debe soportar el miembro afectado dependen de las necesidades de tratamiento, que progresan desde no soportar peso (NSP) con lo que la descarga es total, a soportar parcialmente su peso corporal (SPP) y por último, soportar el peso total del cuerpo, y con ello el abandono del bastón. SPP ayuda a los pacientes en diferentes etapas de la rehabilitación sobre la base de la severidad de la lesión y la curación. Existen muchas dificultades a la hora de determinar la carga parcial adecuada para cada paciente.

La frecuencia en el empleo de bastones canadienses para la descarga parcial de miembro inferior, hace necesario cuantificar las cargas en los distintos tratamientos⁽⁵⁾, evitando así la subjetividad en las actuaciones terapéuticas. Por ello, el empleo de sistemas de medición de cargas a la hora de recuperar funcionalmente la marcha del paciente y así propiciar la curación de su patología^(67,69), nos permitirá tomar decisiones debidamente fundamentadas para lograr una actuación asistencial eficiente. Las ayudas para caminar se prescriben en un intento de restaurar la función locomotora, porque permite una reducción del peso de carga en los afectados o extremidad lesionada. Es imprescindible en la recuperación del paciente, el movimiento normal de los distintos segmentos corporales ya que la marcha es el resultado de una interacción entre tres eslabones cinéticos: *los dos miembros inferiores y la pelvis*. Los

desplazamientos de la pelvis son esenciales en la marcha bípeda⁽⁷⁶⁾, pero debido a su complejidad, no se pueden explicar a las personas con disfunción de la marcha. Por ello, es preferible hacer percibir, y después automatizar, los dos movimientos esenciales de desplazamiento de la pelvis: *desplazamiento lateral* y *rotación*. El individuo que nunca ha tenido conciencia de los movimientos de su pelvis cuando estaba sano, no es capaz de “reinventarlos” cuando padece un trastorno. Una vez obtenidos los movimientos de la pelvis, las otras acciones vienen encadenadas.

El tipo de marcha asistida dependerá del estado de la lesión, de la capacidad física del paciente y del objetivo marcado en su recuperación. En fisioterapia se suele utilizar la *marcha asistida en dos tiempos*, es decir, con apoyo y con carga del miembro afecto de forma simultánea al apoyo del bastón o de los bastones⁽⁷⁾. La marcha simultánea en dos tiempos con dos bastones permite incluso la descarga total de la extremidad lesionada, siendo la más utilizada en las primeras fases de la recuperación funcional tras una lesión grave o una intervención quirúrgica. Posteriormente, se pasa al empleo de un solo bastón con el objeto de ir progresando en la carga y por tanto evolucionando en la reeducación de la marcha. Es importante en el tratamiento una previa preparación física de los miembros superiores, especialmente cintura escapular, periescapulares y extensores de codo.

Es necesario crear protocolos de actuación que permitan decidir el porcentaje de carga más adecuado en cada fase de la recuperación, pero hay poca información sobre la biomecánica de la marcha con estos dispositivos para guiar la práctica clínica⁽¹²⁾. Al mismo tiempo, la progresión en la descarga del miembro inferior está íntimamente relacionada con la utilización de uno o dos bastones, ya que su uso determina el aumento de carga en el miembro afectado⁽¹⁹⁾.

Controlar la descarga del miembro inferior en estado patológico y conocer las implicaciones biomecánicas que ocasionan en la distorsión del gesto de la marcha nos permitirá realizar tratamientos de fisioterapia más eficientes, con mayor calidad, en menor tiempo y con menos secuelas. La evaluación de los patrones normales de la marcha puede detectar diversas patologías de miembro inferior y raquis antes de que aparezcan signos clínicos⁽²⁶⁾, incluso mejorar el gesto deportivo con la observación del mismo⁽⁷⁴⁾. Reduciendo así el coste sociosanitario, y los periodos de inactividad laboral, social y familiar. Según Bateni et al.⁽⁸⁾ y Lyu et al.⁽¹⁰⁴⁾, el empleo de un bastón con un miembro inferior lesionado, conlleva importantes beneficios en los pacientes con debilidad, dolor o patología del mismo. Una de las razones fundamentales de las descargas parciales en la marcha asistida, es evitar recaídas,

complicaciones, secuelas o reintervenciones por exceso de carga en determinadas fases del tratamiento. Por eso es fundamental realizar estudios que aúnen criterios para establecer qué carga es la más adecuada para realizar una marcha asistida de forma eficaz y correcta.

El uso de uno o dos bastones en la marcha asistida crea varios interrogantes en cuanto a la distorsión del gesto de la marcha: cadencia, simetría en el tiempo, ángulo y longitud del paso, tiempo de apoyo⁽²⁹⁾, desalineación corporal⁽¹³⁰⁾ especialmente las raquídeas, modificaciones del centro de gravedad, etc., pero también en el movimiento normal de las articulaciones implicadas en la marcha tanto de miembro inferior como en el tronco. En ocasiones⁽⁵⁰⁾, los profesionales encargados de la recuperación funcional de la marcha, los fisioterapeutas, pueden ayudarse de sencillos mecanismos para normalizar parámetros como la cadencia, la longitud del paso, el tiempo de apoyo y la cantidad de descarga parcial⁽⁷⁵⁾. Estos medios pueden usarse tanto para determinar un mal funcionamiento como valorar la evolución del paciente.

Riesgos para la salud asociados a la marcha con bastones llevó a los científicos a desarrollar distintos tipos de análisis dinámico para comprender mejor este tipo de movimiento en sujetos sanos⁽¹³⁾. Por eso, en la literatura^(7,22,26,34,48,49,53,71,103,124) encontramos muchos métodos de análisis del ciclo de la marcha se centran en analizar diferentes parámetros, principalmente, elaborados a partir de datos obtenidos de *sujetos sanos*, para luego poder analizar la desviación de la marcha asistida correcta para las diversas patologías susceptibles de tratamiento en Fisioterapia. Jayakaran P. et al.⁽³⁴⁾ estudió el efecto de utilizar una ayuda para caminar sobre los parámetros temporales y espaciales de la marcha cuando se utiliza en lado dominante frente al lado no dominante. O Clark BC et al.⁽²¹⁾ estudió los patrones de activación muscular en adultos sanos durante la marcha asistida, comparando las características de la marcha normal respecto a la marcha asistida con bastones axilares y un dispositivo novedoso de descarga pélvica, al igual que hizo Klarner T. et al.⁽⁹⁶⁾ en miembro inferior. McGill et al.⁽¹⁰¹⁾ estudió la marcha de ocho niños sin patologías y Grootveld L. et al.⁽¹²⁴⁾ en diez sujetos de edad avanzada con bastones.

El mal uso de los dispositivos en la marcha asistida limita sus beneficios, por ello el primer paso para el desarrollo correcto y eficiente de este tipo de marcha es que se necesitan medidas que caractericen su uso eficaz y clasifiquen los principales acontecimientos de la marcha asistida⁽¹²⁴⁾. No solo el miembro inferior implicado sufre el mal uso de los bastones, sino que las desalineaciones vertebrales, la carga sobre el miembro colateral sano, así como la carga sobre el miembro superior de soporte han de ser tenidos en cuenta.

Con respecto al miembro superior⁽²²⁾, se han constatado lesiones del plexo braquial, neuropatías, las oclusiones de la arteria braquial son importantes patologías indirectas relacionadas con los bastones axilares, así como neuropraxias cubital por el uso de bastones de antebrazo⁽¹³⁾. Winstein CJ et al.⁽¹⁰⁷⁾ estudió la influencia sobre el miembro inferior sano al caminar con bastones canadienses, y determinó que la fuerza vertical superó el 25% y el apoyo del talón casi el 33% en la pierna sana que cuando se camina normalmente. Estos hallazgos son significativos en términos de estrés potencial del lado no afectado en la patología, ya que podría agravar otras condiciones existentes como la osteoartritis o artritis reumatoide. El estrés sobre la pierna sana hace destacar la importancia de la medición de las fuerzas de ambas piernas al utilizar los bastones de antebrazo.

La marcha asistida con descarga parcial⁽¹⁰³⁾ se ha demostrado que mejora la capacidad de caminar en los pacientes con *enfermedades* neurológicas, tales como lesiones de la médula espinal o Parkinson. En los pacientes de Parkinson, aumentó velocidad y longitud de la zancada. En los pacientes con accidente cerebrovascular⁽⁹²⁾, mejora coordinación de paso, otorgando una mayor independencia y confianza porque redujo el miedo de caer. En los pacientes con esclerosis múltiple, este tipo de marcha se tradujo en mejoras en la fuerza muscular, espasticidad, resistencia, equilibrio, velocidad de marcha, y calidad de vida. En lesiones de la médula espinal el uso de bastones produce un cambio en la postura y la velocidad según el tipo dispositivo de ayuda, por lo que la elección del mismo debe basarse en los beneficios que le pueda aportar a cada paciente⁽²⁰⁾. La dependencia psicológica que genera el llevar bastones es un obstáculo que a menudo es preciso superar, sin embargo los beneficios de la marcha asistida permite no solo la aceleración en la recuperación, sino que al preservar la ambulación, otorga al paciente la posibilidad de una marcha funcional y el aumento de su independencia lo que resulta una mejora en la calidad de vida⁽³⁹⁾.

En trastornos musculoesqueléticos, lo que más se conoce en marcha asistida mediante bastones canadienses es que contribuyen a aliviar la zona lumbar y el dolor en miembro inferior afectado durante la ambulación⁽³⁸⁾.

Otras condiciones, como el envejecimiento han sido estudiados^(103,124). *El envejecimiento* conduce a un incremento en la variabilidad⁽¹⁰³⁾ de la marcha que puede explicar la gran incidencia de las caídas en ancianos, sobre todo en rodilla y cadera. El apoyo del peso corporal sobre el bastón puede ser utilizado para mejorar la marcha y minimizar caídas, sin embargo, a pesar de que han sido diseñados para proporcionar estabilidad son un factor de

riesgo de caídas en personas de edad avanzada⁽¹²⁴⁾. Esta aparente contradicción puede tener su origen en el hecho de que no hay directrices uniformes y procedimientos para ayudar a su prescripción, criterios personalizados para la capacitación de los usuarios y su seguimiento, una inadecuada selección de dispositivos, un nivel de formación insuficiente y por lo tanto el uso incorrecto puede limitar su utilidad^(14,124). Por tanto, antes de indicar los protocolos es necesario identificar el efecto que el apoyo del peso corporal en adultos mayores genera en esa variabilidad de la marcha. Otro estudio⁽⁴⁶⁾ concluyó que la disminución en la longitud del paso era un factor de riesgo en las caídas, lo más curioso es que lo midieron con una webcam en casa del sujeto y lo contrastaron con el sistema Vicon de análisis del movimiento, lo que puede ser una opción para detectar patologías antes de que aparezcan.

Con la información que los estudios de la marcha asistida nos aporta es posible obtener datos objetivos sobre la eficiencia de la marcha, su grado de normalidad o la regularidad del movimiento, y con base en esto elegir el tratamiento más efectivo para los problemas específicos de la marcha, así como obtener caracterizaciones más precisas de las diferentes patologías para el diagnóstico y el conocimiento de la severidad de la enfermedad en cada paciente⁽³⁾. Por ejemplo, la incapacidad para adaptar la sincronización relativa de la pelvis y el tórax, las rotaciones a los cambios en velocidad de paso, etc., se han informado en una amplia variedad de patologías del aparato locomotor, hemiplejía, enfermedad de Parkinson, dolor en la zona lumbar y embarazo⁽¹¹⁾. Es, por lo tanto, importante para comprender plenamente el papel de rotación pélvica durante la marcha, y su coordinación con segmentos adyacentes.

Los sistemas avanzados disponibles en la actualidad para realizar estudios de marcha permiten la obtención de parámetros representativos de ésta de forma cuantitativa, objetiva y eficaz⁽³⁾. Aunque estos sistemas proveen las herramientas y guían los procesos para realizar los estudios adecuadamente, aún queda mucho camino por andar para comprender la cinemática en marcha asistida.

2.3 METODOLOGÍA Y ANÁLISIS EN LA MARCHA ASISTIDA EN CIENCIAS DE LA SALUD.

Actualmente, el estudio de la marcha humana es una herramienta de diagnóstico importante en la evaluación de patologías neuro-músculo-esqueléticas, ya sean transitorias o permanentes, locales o generales, aunque, otros padecimientos que afectan la deambulación son evaluados⁽³⁾. Algunos de estos son la presencia de dolor, que lleva a adoptar posturas

antiálgicas, enfermedades de debilitamiento general como cánceres, patologías respiratorias, edad, obesidad, o incluso problemas psicológicos o psiquiátricos como cuadros depresivos. En la práctica, un análisis completo de la marcha de un paciente permite identificar los problemas específicos que la afectan, y partiendo de estos es posible realizar la prescripción quirúrgica, terapéutica, farmacológica (generalmente con toxina botulínica) o de ayudas técnicas, para maximizar las habilidades físicas del paciente. Además, estos sistemas de análisis han sido utilizados en otros campos como la biomecánica deportiva, ergonomía, diseño y evaluación de calzado, ayudas técnicas u otros productos, evaluación de riesgo en actividades físicas, o simplemente para el estudio general de la biomecánica. Por lo tanto este tipo de estudios se conoce de forma más amplia como análisis de movimiento.

Para el análisis de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los datos cuantitativos de los parámetros de interés de forma objetiva y eficaz^(3,52). Cada protocolo depende del tipo de paciente a evaluar, la configuración del laboratorio, los parámetros que se deseen obtener y la forma en que éstos son presentados, así como del orden, tiempo y ciclos de utilización de los equipos, la colocación de los marcadores (cuando se requieren) y los programas para el procesamiento de los datos, entre otros aspectos.

El estudio de la marcha⁽⁶¹⁾ ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, ya que existe una necesidad particular de responder preguntas fundamentales sobre el proceso complejo de la locomoción^(30,51). Se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos, valorar la efectividad del tratamiento, recuperación tras una intervención quirúrgica, evaluar la necesidad de ayudas técnicas, etc. El proceso de deambulación está modulado o modificado por muchos factores⁽⁶¹⁾ tanto extrínsecos (Ej. terreno, calzado, vestido, transporte de carga) como intrínsecos (Ej. sexo, peso, altura, edad.), físicos (Ej. peso, talla, constitución física), psicológicos (Ej. personalidad, emociones), fisiológicos (Ej. características antropométricas), patológicos (Ej. traumatismos, patología neurológica, patología musculoesquelética, trastornos psiquiátricos). Los cambios que influyen en el patrón de marcha pueden ser transitorios o permanentes. Incluso caminar o correr por una cinta rodante puede producir cambios en la marcha⁽³⁰⁾.

Algunas cuestiones relevantes para la práctica moderna de los estudios humanos de locomoción⁽³⁰⁾ son la concepción de que nuestros sentidos nos engañan y limitan nuestra capacidad de observar y analizar el movimiento humano y también, que los métodos de medición o protocolos para analizar la locomoción humana no pueden contaminar sus características naturales. Por eso necesitamos de métodos objetivos que nos permitan realizar una interpretación clínica de los datos. Estas son preocupaciones válidas, que debe tenerse en cuenta a la hora de interpretar las mediciones de los estudios de locomoción, especialmente cuando se intenta generalizar a partir de una observación específica, ningún método experimental puede conducir a la verdad ya que la verdad sólo puede ser alcanzada mediante la reflexión lógica.

Los sistemas de medida facilitan la toma de decisiones en un diagnóstico, ya sea médico o fisioterapéutico, o en relación a la evolución de una tratamiento. Sus principales utilidades son⁽¹³¹⁾:

- El control evolutivo de pacientes.
- La valoración del daño corporal.
- La valoración y planificación de tratamientos rehabilitadores, quirúrgicos o farmacológicos.
- El control de altas en procesos de incapacidad temporal y propuestas de incapacidad permanente.

2.3.1 Análisis de la marcha normal: tipos.

Muchos de los avances tecnológicos vienen motivados por la capacidad del profesional de observar e interpretar las mediciones del movimiento humano⁽³⁰⁾. La promoción del estudio de la locomoción sigue dependiendo del desarrollo de nuevas herramientas para la observación, la instrumentación y las tecnologías informáticas han creado nuevas oportunidades para el adelanto del estudio de la locomoción, Esta nueva metodología se ha hecho posible para extender la aplicación del análisis cinemático de problemas clínicos.

El análisis biomecánico de la marcha por parte del profesional complementa la exploración física del paciente evitando todo lo posible la subjetividad⁽⁴⁵⁾ y éste establece las desviaciones del patrón patológico respecto al patrón de normalidad. El análisis de la secuencia del movimiento de la marcha tiene relevancia clínica en el estudio de las patologías del aparato locomotor⁽²⁶⁾. Diferentes autores han investigado y analizado los cambios que produce el

empleo de ayudas para caminar en la marcha asistida, como por ejemplo la fuerza de reacción vertical del suelo, o parámetros espaciotemporales⁽²⁰⁾ como la cadencia, la longitud y anchura del paso, etc. Y también modificaciones en los parámetros de normalidad de la marcha creadas por el uso de bastones de antebrazo, bastones axilares y andadores^(8,16,104).

Para la obtención de los parámetros de interés se tienen varias alternativas de equipos que pueden ser utilizados⁽³⁾. Estos equipos permiten evaluar la marcha de forma cuantitativa. Los laboratorios más sencillos pueden obtener los parámetros espaciotemporales mediante la utilización de cintas métricas, cronómetros y un análisis visual sistemático. Para los análisis cinemáticos y cinéticos, se cuenta con gran variedad de herramientas como la dinamometría, videogrametría, EMG dinámica, acelerometría, ultrasonido, goniometría digital, sistemas de análisis en dos y tres dimensiones, entre otros. Estas técnicas permiten extraer información cuantitativa más confiable y objetiva que la obtenida con la simple observación, siendo esta última inadecuada estadísticamente.

Comenzando con el análisis visual⁽⁶⁾, exige un procedimiento riguroso y sistemático, siendo el punto de partida o complementario de otros procedimientos con diferentes tecnologías. Algunos métodos empleados para determinar los parámetros generales de la marcha, como el tiempo, la longitud del paso, la velocidad o la cadencia, usan técnicas e instrumentos tan simples como un cronómetro, una cinta métrica, un pasillo instrumentado, etc. Nos aporta una información muy relevante con un equipo mínimo. El examen específico de los segmentos debe hacerse en cada una de las fases del ciclo de la marcha, de abajo arriba, ya que los movimientos y las contracciones musculares se organizan a partir del punto fijo del pie en el suelo.

El examen visual es conveniente grabarlo en vídeo, con una cámara doméstica que disponga de zoom y enfoque automático colocado sobre un trípode. El vídeo proporciona un registro permanente facilitando el análisis visual a los profesionales, y proporciona un feedback en el aprendizaje de la marcha del paciente.

Algunas recomendaciones⁽⁶⁾ a la hora de analizar la marcha y registrar imágenes son:

- ✓ Usar bañador o pantalón corto.
- ✓ Usar calzado cómodo y habitual, salvo que se requiera estar descalzo.
- ✓ Realizar pruebas previas a la grabación.
- ✓ Grabar primero lateralmente y después en el plano frontal (comenzar de frente y continuar de espaldas).

- ✓ Realizar primero una visión completa y después unos planos cortos de los miembros inferiores.
- ✓ Se desestiman los pasos iniciales y finales.

Tras esto, pasamos a elementos de análisis más complejos, como pueden ser los *instrumentos de medida electrónicos*^(43,132,133).

Comenzado por la *videofotogrametría*⁽¹³⁴⁾; es utilizada para obtener información bidimensional o tridimensional del movimiento a partir de imágenes planas, fotogramas^(75,101). Es muy utilizado en los estudios cinemáticos de la marcha por medio de los marcadores superficiales, para cuyo posicionamiento según Asay et al.⁽⁶⁰⁾ es necesaria la localización de los centros articulares relativos. Los marcadores pueden ser pasivos (reflectantes) o activos (bombillas, infrarrojos). Este tipo de estudio deriva de la inspección y la fotografía que evolucionó hacia la cinematografía y el vídeo, dando lugar a la videofotogrametría⁽⁴¹⁾.

Las *filmaciones de vídeo*⁽⁷⁶⁾ combinan la cámara de vídeo y el magnetoscopio, permiten visualizar el desplazamiento del sujeto a ralentí, e incluso parar la imagen. Estos sistemas pueden integrar dos cámaras conectadas a una mesa de mezclas para observar y comparar simultáneamente sobre la misma imagen las visiones de frente y de perfil. Este sistema proporciona una información cualitativa y requiere de poca inversión.

Las *grabaciones digitales*^(20,76,133) por su parte, permiten digitalizar las imágenes de vídeo combinando la información recogida con la ayuda de dos cámaras o más para reconstruir el movimiento del sujeto en tres dimensiones. Esta es una información más objetiva, con la ventaja de poderse utilizar en el exterior y no necesita de marcadores, pero con la desventaja de que el tiempo de tratamiento de los datos es muy largo. Ejemplo de ellos son 3D-Vision, Peak Performance y Ariel, y el material SAGA3DV.

Los *goniómetros y electrogoniómetros*⁽⁴¹⁾, aplicados sobre la extremidad, miden la movilidad angular de una articulación determinada durante la marcha. Así como, los *acelerómetros* miden la aceleración de diversas partes del cuerpo y valoran la dinámica del centro de gravedad del organismo o de un segmento determinado^(26,128).

La electromiografía (EMG)⁽⁹⁶⁾ es el registro de la actividad eléctrica de los músculos generada por su propia actividad⁽⁷⁶⁾. Pueden utilizarse electrodos implantados (de hilo o aguja) o

electrodos de superficie o cutáneos. Incluso con resonancia magnética para valorar la rotación axial de rodilla ^(53,71,72), actividad muscular del miembro inferior⁽⁹⁶⁾ o estudios cinemáticos ⁽⁷⁾⁽³⁸⁾.

Por último, existen *sistemas de marcadores activos y pasivos*^(132,133). En cuanto a los primeros, se utilizan Light Emitting Diodes o LED que emiten una señal infrarroja para materializar los puntos anatómicos. Esto nos da las imágenes en tres dimensiones. El desplazamiento de estos marcadores es detectado por los receptores fotoelectrónicos. Los sistemas Selspot y Costel utilizan esta tecnología. Los sistemas pasivos, se basan en la utilización de marcadores reflectantes, cuyo material es el Scotch Lite constituido por microesferas de cristal, que refleja la luz en la misma dirección que los rayos incidentes. Ejemplo de ello son^(3,135); Vicon System, Motion analysis, CODA System.6⁽⁹⁷⁾, Qualisys ^(12,77,124), Elite y Saga. Los datos cinemáticos son recogidos con seis u ocho cámaras que recogen el marcador reflectante. Los sensores⁽⁴⁹⁾ pueden ser difíciles de fijar en el cuerpo durante las mediciones o los eventos de la marcha por lo que, puede ser detectado de forma incompleta, debido a las limitaciones del tamaño del marcador o la cantidad.

El estudio cinético relaciona el equilibrio de las fuerzas internas y externas del sistema musculoesquelético, que tiene como resultado el movimiento del cuerpo. Las fuerzas internas pueden ser estudiadas por los *sistemas dinamométricos y electromiográficos de superficie*. Las fuerzas externas, como los apoyos plantares y las alineaciones de las extremidades inferiores, suelen analizarse por medio de las plataformas de fuerza y plantillas dinamométricas, etc.

Las *plataformas dinamométricas*^(22,48,133) permiten el análisis de la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento, pero en un lugar determinado⁽⁴⁸⁾. El sistema registra los parámetros cinéticos y la velocidad cuando el paciente pisa sobre la plataforma dinamométrica y atraviesa las barreras de fotocélulas ⁽¹³¹⁾. Mientras que las *plantillas instrumentadas* pueden ser tanto de fuerza como de presión ⁽¹⁵⁾⁽³⁴⁾ permiten mayor libertad de movimientos, no teniendo que restringir el estudio en terreno llano y localizado. Este sistema⁽¹³¹⁾, que es portátil, proporciona información objetiva y cuantitativa acerca del comportamiento de las presiones en la planta del pie en condiciones cotidianas, es decir, calzado y en movimiento, y tiene utilidad en el estudio de múltiples factores que puedan afectar al apoyo del pie. Las *plataformas de fuerza* son herramientas indispensables para el estudio de las cargas o fuerzas en el suelo^(12,48,76,124). Permiten medir la resultante de las fuerzas de reacción a la carga⁽²⁰⁾, la cinemática⁽⁴⁸⁾, así como el momento de la fuerza con respecto a un punto^(57,101). En

este estudio, en los laboratorios donde se realizó la recogida de datos, disponían de las plataformas AMTI.

El sistema telemétrico⁽¹²⁵⁾ es una tecnología que permite la medición remota de magnitudes físicas mediante sensores de fuerza en los bastones y en las dos suelas de zapatos provistas de receptores-emisores.

Chaler Vilaseca et al.⁽⁵⁰⁾ en su publicación sobre los sistemas de análisis de movimiento que se utilizan en el diagnóstico de determinadas patologías y en la recuperación funcional de las mismas, menciona la fotometría, las plataformas, la electromiografía dinámica, etc. Dicho autor fue apoyado por Lee J.U et al. y afirmaron que el análisis tridimensional es la única técnica exploratoria dinámica de la marcha, que analiza de forma objetiva y contrastable el movimiento, fuerza y presiones que subyacen en el mismo. Este método no invasivo⁽⁷¹⁾ es muy valioso en investigación. E incluso se puede utilizar mezclando varios instrumentos de medida, como Grootveld L. et al.⁽¹²⁴⁾, Opheim J.L. et al.⁽⁶⁸⁾ y Li S. et al.⁽²²⁾ utilizaron tanto plataformas de fuerza como análisis en 3 dimensiones para su estudio de la marcha en adultos con parálisis cerebral y en sujetos normales respectivamente.

Estos últimos métodos se realizan en los laboratorios de marcha^(70,132). Consiste en un conjunto de instrumentos capaces de valorar distintos ámbitos de la biomecánica de la marcha: movimiento de las articulaciones, fuerzas, energía mecánica y actividad eléctrica muscular. Es una evaluación de acceso restringido; sin embargo, la cantidad de información obtenida permite identificar con claridad los factores que afectan el rendimiento de la marcha y guía en forma muy clara las intervenciones terapéuticas. Algunos de los sistemas utilizados tridimensionales son Vicon, Altres...⁽²²⁾ Aunque, todos estos métodos son utilizados en sanidad y biomecánica en el deporte para el análisis del gesto deportivo^(73,74,128,133).

En la marcha normal los parámetros estudiados han sido^(6,28,41,44,45,76,131,136): parámetros temporales como tiempo o porcentaje en fase de apoyo, doble apoyo y balanceo, duración de la zancada y cadencia; parámetros espaciales como longitud del paso o zancada y ancho del paso; parámetros espaciotemporales como la velocidad o velocidad del balanceo; parámetros cinemáticos en el plano frontal (como oblicuidad de la pelvis, la abducción-aducción de la cadera, la lateroflexión o inclinación), en el plano sagital (como la basculación de la pelvis y la flexoextensión) y en el plano transversal (como la rotación de la pelvis); simetría y, otros

parámetros cinemáticos como momentos angulares, presión anteroposterior, fuerza de reacción anteroposterior, fuerza de reacción lateral y fuerza de reacción vertical.

Sería útil la obtención de indicadores del grado de normalidad de la marcha asistida, como se ha hecho en marcha normal, que, además de ser favorables para el diagnóstico y determinación de la severidad de la patología, permitiría encontrar parámetros cuantitativos de mejora al hacer estudios comparativos^(3,137).

Un patrón de marcha humana puede ser caracterizado con diferentes tipos de parámetros, algunos básicos y otros de mayor complejidad⁽³⁾. De la forma más básica, la marcha se describe mediante parámetros espacio-temporales. Aunque estos parámetros no sólo varían entre sujetos sino también en el mismo sujeto, resultan ser representativos de una persona cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha (terreno, calzado, transporte de carga, edad, fatiga, peso) se mantienen constantes. Sin embargo, se obtiene una descripción más detallada del ciclo de la marcha al utilizar información cinemática, y en mayor medida si el estudio se completa con información cinética. Con los estudios cinemáticos es posible registrar las variaciones angulares de las articulaciones del cuerpo así como la inclinación, torsión y oscilación de los segmentos corporales. Por su parte, los estudios cinéticos se enfocan principalmente en reportar las fuerzas de reacción del suelo y los momentos y potencias presentes en las articulaciones.

Los estudios cinéticos de las fuerzas de reacción permiten analizar aspectos del patrón como la oscilación vertical del centro de gravedad durante el apoyo (fuerza vertical), las fuerzas de contacto y empuje (longitudinal), y la resistencia a la prono-supinación del pie (medio-lateral). Además, es posible analizar la generación o absorción de energía mecánica en las articulaciones debido a la acción muscular, mediante las gráficas de potencia en EMG. La cinética permite también analizar la inclinación (anterior, posterior o neutra de todo el cuerpo) que presenta el sujeto al caminar, lo cual tiene consecuencias directas en el rendimiento energético. En algunos casos se realizan otros estudios complementarios como el registro de la actividad muscular con electromiografía (EMG) dinámica, la determinación del consumo energético y rendimiento⁽⁷³⁾, o el monitoreo del gasto cardio-respiratorio mediante espirometría, es decir, permiten evaluar la efectividad funcional de la acción muscular.

2.3.2 Análisis de la marcha asistida: tipos.

Los avances introducidos en el análisis de la marcha asistida se ha convertido en un examen fundamental en la actual práctica clínica⁽⁵²⁾. El análisis del movimiento debería abordar algunas de las siguientes metas clínicamente relevantes: posibilidades diagnósticas, elección del dispositivo, elección del tratamiento, control de la calidad de las intervenciones terapéuticas, seguimiento de la evolución de la enfermedad o el proceso de cicatrización, predicción y evaluación de los resultados⁽¹¹³⁾.

El estudio de locomoción humana ha contribuido a la promoción de los conocimientos fundamentales extrapolados hoy a procesos patológicos. Evidentemente, hay preguntas sin respuesta sobre los factores que controlan diversos patrones de locomoción adoptada por los individuos después de la lesión o enfermedad. Hay pruebas sustanciales de que algunos individuos adaptan su marcha para compensar la inestabilidad, dolor o patología neuromuscular. Un desafío clave para el futuro es el desarrollo de nuevos y más potentes modelos y técnicas de observación. Esto permitirá mejorar nuestra comprensión fundamental de estos procesos de locomoción, que a su vez promoverá nuestra capacidad de mejorar los resultados clínicos.

Los sistemas de medición o de análisis biomecánicos aportan información cuantificada, fiable, reproducible y precisa para la valoración y el tratamiento fisioterapéutico de las diferentes patologías del aparato locomotor^(6,20). Quedando a expensas de investigaciones posteriores la comparación de sus beneficios al ser aplicado con pacientes como herramienta de evaluación clínica⁽⁶⁹⁾, permite cuantitativa y objetivamente la evaluación de los parámetros biomecánicos mientras que los sujetos realizan tareas específicas. La marcha asistida no sería posible sin los dispositivos que permiten la descarga del miembro inferior. En nuestro estudio se han utilizado bastones canadienses con el sistema GCH por ser el más completo en cuanto a recogida de información de cargas que a modo feedback pone en conocimiento del terapeuta la carga aplicada al bastón.

El análisis de la marcha ha evolucionado de forma paralela a los avances científico-tecnológicos⁽¹²⁵⁾. Los aspectos clásicos de valoración de los parámetros temporoespaciales (ciclos, dimensiones y frecuencia del paso, velocidad de desplazamiento) se pueden efectuar por cronometría, contacto plantar mediante sensores de fuerza, métodos en pasillos de marcha... Ha evolucionado el estudio de las características del movimiento en los diferentes planos del espacio, en relación con las trayectorias de los diferentes segmentos corporales, su movimiento

en función del tiempo, sus ángulos y sus variaciones igualmente en función del tiempo, así como las velocidades y aceleraciones lineales y angulares, el desplazamiento de los centros de la gravedad o de los centros de rotación articular. La goniometría bi o tridimensional mide directamente los ángulos articulares y su variación durante el curso del movimientos.

La división de la marcha en ciclos es fundamental para identificar los déficit en la locomoción⁽⁴⁹⁾, en particular para supervisar la progresión de la enfermedad en recuperación. El contacto inicial (IC) suele utilizarse para separar movimiento en ciclos repetitivos ya que normalmente en la marcha patológica está limitada.

Aunque las ayudas para caminar se utilizan con frecuencia en diferentes poblaciones clínicas⁽³⁶⁾ hay una falta de factores cuantitativos y de datos sobre la forma en que pueden influir en la marcha. Algunos estudios han explorado el impacto de los diferentes tipos de ayudas en la marcha asistida en pacientes sanos^(34,101,124) y patológicos⁽³⁴⁾, y otro estudio detalla los patrones de activación muscular en tronco y extremidades inferiores⁽²¹⁾. Actualmente lo más estudiado son los momentos de fuerza, mientras que el análisis cinemático, estudiando sobre todo los desplazamientos en el plano sagital y frontal, caminando con bastones y comparando sus resultados con los datos experimentales basados en caminar de manera normal⁽¹³⁾. Sin embargo, la evidencia objetiva del efecto de las ayudas para caminar sobre los parámetros clave de la marcha temporoespaciales, así como la cinemática de cabeza, tronco y pelvis es limitado⁽³⁸⁾.

Los parámetros de la marcha que suelen estudiarse para la marcha normal y la marcha asistida se centran sobre todo en cuestiones espaciotemporales⁽¹⁶⁾ como el contacto inicial del talón^(34,48,49,124), despegue de los dedos^(48,124), pasos por minuto⁽¹²⁶⁾, velocidad^(12,96), longitud del paso y la zancada^(20,35,37,75), ancho del paso y de la base de apoyo⁽³⁴⁾. Del mismo modo, se estudian mediciones temporales^(7,22,34,67,69,91,97) (tiempo de oscilación, tiempo de apoyo, tiempo de apoyo monopodal, tiempo de apoyo bipodal), simetría⁽³⁵⁾, y porcentaje de un ciclo de la marcha^(34,35) (porcentaje del tiempo de oscilación, del tiempo de apoyo unilateral, y del tiempo de doble apoyo). Variables cinemáticas⁽³⁷⁾ de la marcha como: el desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores y pelvis^(7,12,22,38,97) en los diferentes planos y la cadencia de los movimientos⁽³⁵⁾. También el consumo de energía en el desplazamiento^(13,34,35,68,126,138) y la actividad electromiográfica en miembros inferiores⁽⁹⁶⁾.

Del mismo modo, existe una escala visual para la marcha asistida CHAGS⁽³¹⁾. Algunos de sus ítems han sido utilizados como control en esta investigación. La escala consiste en 10

items que identifican parámetros específicos de la marcha asistida, mediante cada ítem, es decir, la interpretación de la escala se logra al analizar ítem a ítem. Estos son:

- 1.- Disociación pelviana y cintura escapular.
- 2.- Desviación del centro de gravedad.
- 3.- Inclinación del bastón de antebrazo.
- 4.- Ritmo de paso.
- 5.- Simetría de la longitud del paso.
- 6.- Apoyo transversal del bastón.
- 7.- Apoyo simultáneo del pie y el bastón de antebrazo.
- 8.- Apoyo del antebrazo.
- 9.- Inclinación sagital del cuerpo.
- 10.- Fluidez.

La escala consiste de puntuación ordinal de cinco puntos que variaba de 0 a 4. Una puntuación global alta reflejaba que se debía corregir la marcha asistida (puntuación máxima: 40 para unilateral y 36 para bilateral). El resultado por ítem, de 4 puntos en cada elemento, indica una marcha correcta, una puntuación de 3 es aceptable y un resultado menor a 2 corresponde a un paso no aceptable. Esto puede evitar alteraciones, secuelas o compensaciones patológicas que dependen del uso del bastón y no en la propia patología, ya que la marcha asistida es una tarea dual cognitiva complicada de realizar por parte del paciente siendo necesario controlar su ejecución.

Por otro lado, la precisión de la carga aplicada por los pacientes es muy controvertida y sólo ha sido estudiado en pelvis y miembro inferior, sin llegar a acordar qué porcentaje de peso es el más adecuado. Con respecto al lado en el que se coloca el bastón, un estudio⁽³⁴⁾ determinó que había diferencias en cuanto a usarlo en el miembro superior de lado dominante en relación al no dominante. Cuando se utilizan para el apoyo, el bastón de antebrazo altera los parámetros de oscilación y postura, y también la base de apoyo formado por los pies.

Para el estudio de la marcha asistida, al igual que en la marcha normal antes descrita, se han utilizado videofotogramas^(54,75), sistemas de análisis de movimiento en dos dimensiones^(13,47,54,134) y tres dimensiones^(12,97,124), plantillas instrumentadas y plataformas de fuerza^(12,97,124), EMG^(7,38,53,71,96)..., ya sea con dispositivos como andadores, bastón de antebrazo, bastón axilar, bastón de mano, o sistemas de suspensión en cinta rodante^(96,139). Una variedad de

estudio cinético fue el desarrollado por Benayad A. et al.⁽¹²⁵⁾ donde implantó varios receptores en los bastones y suelas de los zapatos.

2.3.2.1 Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0.

Las investigaciones que se centran en determinar el porcentaje adecuado de carga según la fase de recuperación o bien, estudian la capacidad del sujeto en reproducir cierta carga sobre el bastón, a menudo lo estudian ejerciendo una carga unidireccional en una posición fija, lo que no reproduce la situación vivida durante la dinámica de la marcha⁽⁹⁵⁾. Por tanto el estudio de la descarga del miembro inferior en la marcha asistida requería de un dispositivo móvil que recogiese el peso real ejercido sobre el mismo, que capacite o enseñe al paciente poder repetir la carga prescrita con precisión y conservar-reproducir esa información durante todo el ciclo de la marcha asistida⁽⁹⁵⁾.

El Sistema de Medición de Cargas GCH2, desarrollado por la Dra. Chamorro-Moriana es un medio tecnológico eficaz para objetivar la carga aplicada al bastón, lo que permite la descarga del miembro afecto según la patología y las condiciones individuales del paciente, ya sea con uno o dos bastones⁽³²⁾ (ver apartado Material). Este bastón canadiense instrumentado es capaz de medir la carga indistintamente de uno o de los dos bastones, mediante los sensores de fuerza incluidos en la caña del bastón. Posibilita comparativas entre estas dos modalidades de marcha asistida (unilateral o bilateral) con descargas parcial o total incluyendo porcentajes de peso corporal concretos.

El programa informático que ofrece este dispositivo, permite calcular el porcentaje de peso que el fisioterapeuta estima adecuado para el paciente y permite obtener datos sobre la cantidad de carga aplicada sobre los bastones, tanto gráfica como numéricamente, de forma cuantitativa y objetiva en tiempo real. Dicho programa está diseñado para proveer al paciente de un sistema de feedback acústico y visual, avisando si sobrepasa el límite fijado de carga en el bastón, es decir, incluye un 10% de margen de error tanto por defecto como por exceso^(19,32,95). El sistema de feedback dispone de dos modalidades⁽¹⁹⁾: feedback conjunto o independiente para cada bastón. La primera, emite señales que indican errores en las cargas conjuntas de los dos bastones, es decir, considerando la suma de las fuerzas aplicadas. Por el contrario, en la segunda modalidad, las señales acústicas y visuales, diferencian el bastón concreto con el que se está cometiendo la carga no deseada.

En esta investigación, el sistema de feedback no fue utilizado por los participantes, sino que la Dra. Chamorro-Moriana controlaba visualmente las cargas a través de la pantalla del ordenador, por lo que informaba simultáneamente al sujeto de su error por exceso o por defecto, de forma oral.

Este bastón instrumentado, posibilita al fisioterapeuta un alto grado de objetividad en cuanto a la toma de decisiones relativas a las progresiones en la carga del miembro afecto. Al aumentar el nivel de precisión y concreción de las descargas parciales, mejoran también los procesos de valoración, además de fomentarse la protocolización de los tratamientos y por consiguiente, mejora la recuperación funcional del paciente⁽¹⁹⁾. Son muchas las investigaciones posibles con dicha herramienta, como por ejemplo, la objetivación de las cargas efectuadas mediante el bastón, el aprendizaje de la marcha asistida y la precisión de las cargas aplicadas.

Permite transmitir los datos al ordenador simultáneamente en tiempo real por medio de un sistema inalámbrico, que son registrados, analizados y visualizados gráficamente. Este sistema se ha demostrado con pruebas estadísticas que es válido y fiable⁽³²⁾.

2.3.2.2 Sistema de análisis de movimiento.

El análisis de la secuencia del movimiento se ha convertido en una importante herramienta clínica para la planificación y evaluación de las intervenciones, así como para mejorar el rendimiento deportivo y reducir las lesiones^(140,141). Una aplicación importante del análisis de marcha en la práctica clínica es la posibilidad de realizar estudios comparativos⁽³⁾, como: análisis longitudinales para evaluar recuperación o efectividad de la terapia; con diferentes condiciones, es decir, con y sin dispositivos de ayuda; o con la combinación de ambos factores, por ejemplo antes y después de una intervención quirúrgica o de la aplicación de toxina botulínica. Por su parte, para la realización de estudios comparativos en diferentes condiciones, resultan ser una ayuda directa para determinar el porcentaje de mejora del patrón de marcha con los distintos dispositivos.

Vicon es un sistema de análisis del movimiento en tres dimensiones (ver apartado Material). Utiliza cámaras infrarrojas para recoger el movimiento de unos marcadores específicos adheridos al cuerpo. Puede incluir plataformas de fuerza AMTI, registros electromiográficos y añadirle cámaras digitales a la grabación tridimensional. Por lo que puede dar información cinemática, cinética y de activación muscular. Este sistema utiliza marcadores reflectantes esféricos de un tamaño variable en función del movimiento analizado, entre 5 y 25

mm⁽¹⁴⁰⁾. El posicionamiento de los marcadores en puntos anatómicos concretos es un punto crítico⁽³⁾ y una fuente considerable de errores en los parámetros. Lo ideal para obtener los movimientos más precisos de los huesos sería ubicar los marcadores directamente adheridos a las estructuras óseas, sin embargo las desventajas son evidentes en cuanto al dolor, riesgo en el procedimiento y la modificación de los movimientos naturales. Por esto se utilizan los marcadores adheridos a la piel en puntos anatómicos de referencia que por palpación externa podemos localizar. Los marcadores externos representan puntos de referencia internos óseos, aunque se considera menos preciso debido a los desplazamientos de la piel independientes al hueso^(140,142).

Este sistema genera una gran cantidad de datos, y a pesar de su objetividad, su uso es complicado, y la interpretación de los datos es difícil. Pero es un método importante que se utiliza para obtener información crucial en la determinación del nivel de limitación funcional debido a la patología, para su seguimiento y evaluación a lo largo del tiempo⁽¹⁴¹⁾.

El desplazamiento angular de las articulaciones en los tres planos espaciales^(37,39) (sagital, frontal y transversal) da una visión tridimensional del movimiento corporal humano, y detecta alteraciones anatómicas y funcionales que no pueden ser determinadas en una evaluación de la marcha por simple observación. Este análisis⁽³⁷⁾ permite revisar la marcha del sujeto tantas veces como sea necesario sin que éste se halle presente, además de observar detalladamente las desviaciones de la marcha y comparar la evolución de la persona durante la rehabilitación⁽⁶⁹⁾. Permite una evaluación cuantitativa y objetiva de los parámetros de la biomecánica a los sujetos que realizan tareas específicas⁽⁶⁹⁾ de forma no invasiva⁽⁷¹⁾.

Desde la cinemática, la aplicación de esta herramienta de informática permitirá mejorar los procesos de medición, evaluación y diagnóstico fisioterapéutico. Del mismo modo, los datos se pueden comparar con los de sujetos sanos como dato de control para cada fase de la marcha o movimiento articular durante el ciclo^(14,69).

Vicon ha sido utilizado en muchos estudios de la marcha tanto en sujetos sanos^(47,48) como en sujetos que sufren alguna patología como artroplastia total de cadera unilateral⁽⁴⁹⁾⁽¹²⁸⁾, parálisis cerebral en adultos^(38,68) y parálisis cerebral pediátrica⁽⁴⁹⁾, lesión medular incompleta⁽⁷⁵⁾, diplejía espástica sometidos a rizotomía dorsal selectiva^(67,69), envejecimiento^(46,103,137), mielomeningocele⁽³⁹⁾, tanto en marcha normal^(11,26) como en marcha asistida. Vicon también ha

sido utilizado para analizar la marcha normal^(47,51,52,140) para estudiar parámetros espaciotemporales, cinemática y cinética.

Los protocolos de análisis de la marcha están destinados a hacer de la cinemática y la cinética algo clínicamente interpretable⁽³⁰⁾⁽³⁾. Un protocolo de análisis del movimiento humano se define a través de un modelo biomecánico y de los procedimientos para la recogida de datos, procesamiento, análisis y presentación de los resultados⁽⁴⁴⁾. Estos protocolos generan datos tridimensionales que se obtienen a través de la reconstrucción del movimiento humano⁽⁵⁷⁾. El movimiento del sistema consiste en la trayectoria de un conjunto de puntos anatómicos localizados en las articulaciones y extremidades del tema objeto de análisis⁽¹¹⁸⁾. Por tanto, la captura de movimiento es un proceso de registro de los movimientos de los marcadores corporales por un conjunto de cámaras de alta resolución. Los datos recogidos por las cámaras son el resultado del reflejo de los marcadores que lleva el sujeto pegado al cuerpo gracias a los rayos infrarrojos emitidos por las lentes LED. Estos son digitalmente almacenados por el software Vicon Nexus para visualizarlos y posteriormente procesarlos⁽⁵²⁾.

Las bases del análisis tridimensional son la Teoría mecánica continua y el Sistema dinámico de multicuerpo:

Una de las muchas posibles definiciones de Biomecánica: es la ciencia que estudia el análisis de los sistemas biológicos utilizando los principios y técnicas de la Mecánica. En este estudio nos basaremos en dos campos de la mecánica: sistema dinámico de multicuerpo y modelo de mecánica continua^(43,118). Por un lado, las técnicas de multicuerpo se aplican para llevar a cabo el análisis de la cinemática y la cinética. Por otro lado, la teoría de la mecánica continua se utiliza para delimitar y analizar el comportamiento de los movimientos tisulares por medio de modelos matemáticos y así, predecir las distribuciones de densidad del tejido bajo carga externa. En el análisis tridimensional se estudia la interacción entre los dos campos, antes mencionados, puesto que los resultados obtenidos con las técnicas de multicuerpo se utilizan como datos de entrada para los modelos de la mecánica de medios continuos⁽⁵⁷⁾.

Este sistema óseo humano se modela con las técnicas del *sistema multicuerpo*^(55,64-66,118,140). La forma habitual de definir cada órgano del sistema consiste en dividir el cuerpo humano en diferentes bloques y segmentos que incluye no sólo los huesos de esta parte del cuerpo, sino también todas las masas y tejidos alrededor del mismo. Las estructuras biológicas complejas podría ser reducida a construcciones simplificadas que faciliten la estimación de las

fuerzas y patrones de movimiento^(30,55). Se definen así varios conceptos fundamentales en el análisis de movimiento tridimensional basados en la segmentación del cuerpo^(13,43,55,57,118):

- *Bloque*: un sistema de multicuerpo está compuesto por *cuerpos o bloques rígidos*. Estos bloques son el resultado de la unión de varios marcadores adheridos en puntos anatómicos concretas del cuerpo. Según el protocolo que se esté empleando, esta unión representará diversas zonas corporales según la localización de los mismos, por ejemplo: los cuatro marcadores situados en el cráneo dará lugar al bloque cabeza; los situados en el húmero será el bloque brazo, etc. Por tanto, un bloque es el resultado de dividir el cuerpo en determinadas áreas corporales⁽⁴³⁾. En esta investigación utilizaremos los bloques cabeza, tronco, pelvis⁽¹¹⁹⁾ y hemipelvis.
- *Segmento*: la relación cinemática y cinética entre dos bloques genera un segmento biomecánico, es decir, los segmentos anatómicos definen los movimientos entre dos bloques rígidos. Los bloques rígidos están unidos por articulaciones que simulan las articulaciones biológicas. Por tanto, el segmento es donde se produce el movimiento, por ejemplo: la relación entre el bloque rígido brazo y antebrazo, genera el movimiento del codo del segmento brazo-antebrazo⁽¹¹⁹⁾.
- El modelo usado en este estudio se define mediante 33 cuerpos rígidos que quedan conectados mediante 15 articulaciones ideales⁽³⁰⁾ (Figura 3). De tal manera que serán 15 los *segmentos* anatómicos principales que se pueden identificar, el *movimiento* del segmento corresponde al movimiento articular entre los dos bloques rígidos que lo componen⁽⁵⁷⁾ respecto a un marco fijo de referencia (ver apartado 2.2.3). Los cuerpos rígidos son: dos pies, dos piernas, dos muslos, una pelvis, un tronco, una cabeza, dos brazos, dos antebrazos y las dos manos⁽¹¹⁸⁾.

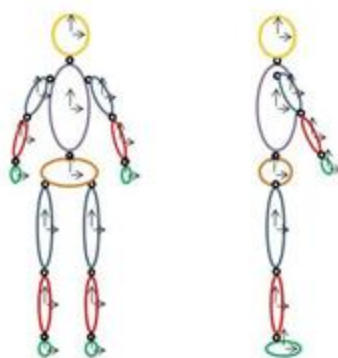


Figura 3: Modelo mecánico del cuerpo humano.

En nuestro caso, según el modelo mecánico que utiliza el sistema de análisis de movimiento Vicon en el protocolo Plug-in-Gait, sólo se utilizaron los cuatro marcadores contenidos en la cabeza, los cinco marcadores colocados en el denominado por el sistema tórax (tres en tórax, uno en escápula y uno en C7), y los cuatro marcadores que determinan la pelvis. Estos serán ampliamente descritos en el apartado material. El modelo Plug-in-gait define como tórax como el bloque formado por C7, T10, esternón, clavícula y escápula derecha⁽¹¹⁹⁾, pero a nuestro entender esta denominación es incompleta pues para formar este bloque el sistema necesita del marcador en la séptima vértebra cervical y escápula, que no forman parte del concepto tórax. De hecho, el tórax se define en fisiología articular y funcional como el área que alberga y protege pulmones y corazón, está formado por: dos clavículas, un esternón, doce vértebras dorsales y doce pares de costillas⁽¹⁴³⁾. Tanto desde un punto de vista topográfico como funcional, el tronco puede dividirse en tronco superior (que implica la zona cervical y escápulas) y tronco inferior o pelviano^(42,143), nos basaremos en esto para denominar como tronco al bloque tórax al que se refiere el modelo Plug-in-gait. Puesto que el modelo Plug-in-gait ya define como bloque diferenciado la pelvis (tronco inferior), creímos conveniente incorporar el concepto *tronco*, para referirnos al tronco superior, para englobar el concepto bloque tórax que denomina la marca Vicon, puesto que al conceptualizarlo de dicha forma ya se contienen las estructuras cervicales, escapulares y torácicas, donde se colocan los marcadores.

El cálculo del movimiento de los segmentos del cuerpo se conoce como *reconstrucción corporal*^(13,43,55,57,118). Esto permite la estimación de las traslaciones y rotaciones de los segmentos a lo largo del ciclo de la marcha sobre la base de las trayectorias tridimensionales de algunos marcadores unidos a ellos. El movimiento medido puede proporcionar, no sólo la cinemática de la marcha, sino también puede ser utilizado para estimar la cinética de la marcha junto con las fuerzas de reacción del suelo medido con plataforma de fuerza^(57,118).

Durante este proceso varias fuentes de error se introducen en el modelo debido a varias razones: los desplazamientos relativos de los marcadores debido a la elasticidad de la piel^(30,64,140), los errores experimentales, etc. Todos estos errores responden al problema de la cinemática de la asunción de cuerpo rígido previamente establecidos⁽⁴³⁾ cuando no lo es. La deformación elástica de los huesos puede despreciarse para la mayoría de los movimientos humanos⁽⁵⁷⁾. Sin embargo, los modelos biomecánicos suelen ser más complicados que los sistemas de multicuerpo, ya que implican una mayor variedad de articulaciones, tipos y formas del cuerpo, actuaciones complejas en los músculos, grupos conectados de los huesos y los

tejidos blandos vecinos, y las formas específicas pasivas plasto-elástica de algunos elementos⁽⁵⁵⁾.

El gran desarrollo de la tecnología en los últimos 30 años ha promovido grandes mejoras en el campo experimental de la Biomecánica. De esta manera, los laboratorios de análisis de la marcha se han desarrollado como una poderosa herramienta para el estudio de la marcha humana, donde es frecuente el estudio de la captura del movimiento mediante el seguimiento de las trayectorias en tres dimensiones de los marcadores en el cuerpo por medio de un conjunto de cámaras digitales⁽⁵⁷⁾.

2.4 ANTECEDENTES.

El análisis de la marcha humana ha sido ampliamente estudiado, estableciendo rangos de normalidad y de referencia en la biomecánica de las distintas articulaciones. A partir de estos parámetros se han podido realizar estudios cinéticos y cinemáticos sobre la marcha patológica que provocan algunas enfermedades, como por ejemplo: la marcha en segador del Ictus, la marcha antiálgica de las hernias de discos, la cojera en los esguinces, etc. Sin embargo, poco o nada se sabe de los parámetros de normalidad de la marcha asistida, y aún menos cómo influye el porcentaje de peso sobre estas ayudas. Desde nuestro punto de vista, primero tendremos que saber cómo se desvirtúa el gesto de la marcha asistida al descargar el miembro inferior con diferentes porcentajes, para luego llegar a saber cómo afecta a esos “parámetros de normalidad en la marcha asistida” según la patología que requiera de ayuda mediante los bastones de antebrazo^(33,68).

Para el estudio de la biomecánica son necesarios sofisticados métodos que brinden datos cuantificables reales y fiables a la comunidad científica. Entre ellos, el análisis tridimensional, plataformas de presión, plataformas de fuerza y electromiografía. Los estudios de la marcha asistida se centran en parámetros espaciotemporales de la marcha, porcentaje de peso ejercido sobre una plataforma o cinemática del miembro inferior. En muy pocos casos ha sido estudiada la cinemática en cabeza, tronco y pelvis cargando diferentes porcentajes de peso durante la marcha asistida.

Chaler J. et al.⁽⁵⁰⁾ y Dingenen B. et al.⁽¹³⁴⁾ afirmaron que el análisis en tres dimensiones es la única técnica exploratoria dinámica de la marcha, que analiza de forma objetiva y contrastable el movimiento, fuerza y presiones que subyacen en el mismo. En el *análisis cinemático* en tres dimensiones de O'Connor et al.⁽⁴⁸⁾ los datos se recopilaron mediante un

sistema de cuatro cámaras del sistema Vicon (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) y dos placas de fuerza (Kistler, Winterthur, Suiza). Los niños caminaron descalzos y se recogieron los datos correspondientes al apoyo del talón y despegue de los dedos, tiempo del paso y los períodos de doble apoyo y apoyo unipodal, en ambas zancadas. Sharenkov A. et al.⁽⁴⁹⁾ utilizó tanto las plataformas AMTI como el sistema de análisis de movimiento Vicon para desarrollar un método que detecta automáticamente el inicio del ciclo de forma fiable derecho e izquierdo, así como la longitud del paso, para poder detectar con precisión patrones patológicos. Aunque también autores como Vankoski S. et al.⁽³⁹⁾ se centraron en parámetros sólo cinemáticos de pelvis y miembro inferior. Igualmente, Melis EH et al.⁽²⁰⁾ en su estudio con diferentes dispositivos de apoyo con un número limitado de placas disponibles.

Diversas afecciones dependen y requieren de estos *dispositivos de ayuda* para procurar la marcha durante sus actividades de la vida diaria de forma temporal o definitiva y por tanto, la selección de un tipo concreto de dispositivo de asistencia debe basarse en una evaluación objetiva para adecuarlo a su realidad⁽⁹⁷⁾⁽⁹⁸⁾. Las ayudas técnicas pueden alterar los patrones normales de marcha, en relación a la simetría entre los hemicuerpos cuando se usan bastones de antebrazo o axilares así como, a la eficiencia de la marcha, o a la pérdida de braceo cuando se usan andadores^(14,35). La elección del tipo de ayuda para la marcha asistida influirá de diferentes formas en los parámetros de la misma.

En este sentido, Melis EH et al.⁽²⁰⁾ determinó la influencia en la marcha con distintos dispositivos: andadores, bastones axilares y bastones canadienses en diez pacientes con lesión incompleta de la médula espinal. Los resultados cambiaban en función del tipo de ayuda en cuanto a parámetros espaciotemporales como velocidad de la marcha, cadencia y longitud de paso; cinemáticos como ángulos tronco, cadera, rodilla y tobillo; y cinéticos como las fuerzas ejercidas en el dispositivo de apoyo. McDonough et al.⁽³⁵⁾ establece que los diferentes dispositivos generan diferentes sensaciones de estabilidad en el sujeto siendo el andador es el más estable, luego los bastones de antebrazo, bastones de antebrazo y como más inestable, el bastón de mano, igual que determinó Melis EH et al.⁽²⁰⁾. En cuanto a los andadores, restringen mucho el movimiento en el plano frontal y anteroposterior, genera una marcha ineficiente con mayor gasto energético e implica el sobreuso de otras estructuras o sistemas⁽³⁵⁾ y, disminuye la velocidad de marcha, aunque se gana en estabilidad^{(20,98)(35)}. El *bastón axilar*, es posible utilizarlo en pacientes con lesiones de miembro superior e inferior cuando dejan de utilizar la silla de ruedas, hasta que sus lesiones curen lo suficiente para admitir bastones de

antebrazo⁽¹⁾. Su uso implica una inclinación del tronco hacia delante^(21,35) y riesgo de trombosis arteriales y parálisis braquiales^(10,12).

Otros dispositivos novedosos fueron diseñados por Clark BC et al.⁽²¹⁾ y Rambani et al.⁽¹⁾. El primero, permite transferencia de peso a través de la cintura pélvica obteniendo mejores resultados en cuanto a transmisión de fuerzas, mientras que Rambani et al.⁽¹⁾ creó un bastón con apoyo en la rodilla y carga sobre el fémur, de fácil aprendizaje proporcionando gran estabilidad al paciente.

Aprender a caminar con un bastón o con dos bastones a dos tiempos es una tarea de difícil coordinación por parte del paciente, por tanto, ya sea a nivel investigador o asistencial es imprescindible instruir al paciente en la correcta ejecución de la marcha asistida⁽¹⁸⁾. La dominancia en el empleo de bastones también ha sido estudiada en una ocasión. Jayakaran P. et al.⁽³⁴⁾ estudió a 27 sujetos sanos, realizaron cinco condiciones diferentes a cadencia libre; marcha normal; marcha con un bastón en el miembro superior dominante; marcha con un bastón en el miembro superior mano no dominante; y de igual forma ejerciendo un 10% SPP. El uso de ayudas para caminar colocadas en el lado ipsilateral a la dominancia, el bastón se emplea para mantener el equilibrio puesto que no afecta a la base de apoyo, pero modifica los parámetros de oscilación y de apoyo unipodal. Sin embargo, cuando se estudia el lado contralateral, el bastón se usa para favorecer el apoyo pero altera la fase de el balanceo y de apoyo unipodal, y la base de apoyo. El dominio de la mano no influye en parámetros de la marcha cuando se utilizan para mantener el equilibrio, pero puede tener algún efecto cuando se utiliza como apoyo. Al igual que el estudio de Fang MA et al.⁽¹⁴⁴⁾ donde objetivó que caminar con un bastón contralateral o ipsilateral a la extremidad sintomática, dio lugar a reducciones significativas en la velocidad, cadencia y fuerza de reacción vertical. El consenso general es que el uso de bastones canadienses mejora la marcha y el equilibrio generando estabilidad, alivia el dolor en las articulaciones, amplía la base de apoyo, ayuda a la propulsión, produciéndose una mejora global de la marcha⁽¹⁴⁴⁾.

El estudio del número de bastones (unilateral y bilateral) lo encontramos en la investigación de McDonough et al.⁽³⁵⁾ quien estudió a 22 estudiantes de fisioterapia con diferentes dispositivos, como bastones axilares y bastones de mano, midiendo la velocidad, cadencia y longitud del paso. Los resultados objetivaron cómo el uso de los dispositivos hacía decrecer la velocidad y la cadencia en tanto que la simetría en el paso se veía afectada, es decir, se producía cojera porque la fase de balanceo disminuye. También *disminuyó los parámetros de*

rotación de la pelvis con respecto del tronco utilizando dos bastones, aumentando la asimetría del movimiento de contrarotación. Determinó que el uso de dos bastones favorecía la simetría cuando se comparaba el paso derecho con el izquierdo, sin embargo el uso de un dispositivo de forma unilateral incrementaba la asimetría. Lo más llamativo de este estudio fue que encontró asimetría en el paso derecho e izquierdo en función de si utilizaba un bastón, sin embargo no utilizó ningún criterio de descarga por lo que los datos obtenidos no indican con qué porcentaje de carga ocurren estos hechos. Las diferencias entre la marcha normal con respecto a la marcha asistida a tres y cuatro puntos fue estudiado por Lee J.U et al.⁽⁹¹⁾ con respecto a parámetros cinemáticos de miembro superior y tronco. Determinó que la marcha asistida provocaba un aumento en flexión escapulohumeral y muñeca así como, una reducción en la movilidad cervical.

Para poder estudiar la influencia de la descarga del miembro inferior mediante bastones de antebrazo, primero será necesario *instruir al sujeto* en la carga que el profesional sanitario desea que realice. Para ello, necesitará de un entrenamiento previo que en la mayoría de las ocasiones no existe o es realizado sobre básculas de baño o plataformas de fuerzas de forma estática^(16,18,40,95,107) y no dinámica, con lo que vuelve a surgir el problema de extrapolar esas sensaciones de carga a la dinámica de la marcha. Otros autores diseñaron un dispositivo que recogía el peso que se aplica durante la deambulación como un aparato de contención pélvica⁽²¹⁾ o un bastón de mano con sensores de fuerza⁽⁹³⁾. Este último señaló que la edad es el único factor que retarda el proceso de adquisición de la sensación de carga a través del feedback verbal. El sexo, peso, talla, dominancia, y la naturaleza del trauma no influyó en este proceso.

En este intento de enseñar a cargar el porcentaje de peso adecuado, Youdas JW et al.⁽¹⁰⁸⁾⁽¹⁶⁾ llevaron a cabo un estudio donde arrojaron datos muy interesantes en diversos parámetros espaciotemporales de la marcha. Los diez participantes sanos tenían una mínima experiencia en el manejo de bastones canadienses, bastones axilares y andadores, en concreto tuvieron que descargar el 50% del peso corporal⁽²²⁾. El resultado fue una reducción significativa de la longitud de la zancada, velocidad y cadencia. El ancho del paso se estrechó y la longitud del paso del miembro “afectado y sano” disminuyó al descargar con todas las ayudas, menos al caminar con los bastones canadienses que aumentó su recorrido. Lo más destacado fue que con ningún dispositivo de ayuda se consiguió cargar el peso prescrito, al contrario, se sobrepasó. Sin embargo. Lyu et al.⁽¹⁰⁴⁾ obtuvo datos similares en el uso de un bastón, destacando una mayor

eficacia cuando el apoyo del mismo se realizaba de forma simultánea al pie. Este autor también aporta información relevante sobre las fuerzas soportadas por el antepié, mediopié y retropié.

El estudio de la influencia de distintos tipos de carga sobre los dispositivos de ayuda a la deambulación, y consiguiente descarga del miembro inferior afectado, ha sido estudiado por varios autores, según Dabke et al.⁽¹⁸⁾ *la carga precoz origina diversos beneficios*⁽¹¹²⁾. Las fuerzas mecánicas con micromovimientos axiales se ha demostrado que estimulan la osteogénesis en fracturas. Otro autor⁽²⁰⁾, menciona que la carga precoz es efectivo en la prevención de las contracturas, minimiza la posibilidad de osteoporosis en la zona de curación, mejora de la circulación y la función renal. Korkmaz M. et al.⁽¹¹⁴⁾ objetivó la eficacia de la carga precoz en 23 sujetos intervenidos de rotura del tendón de Aquiles, donde aumentó la vascularización de dicho tendón y la calidad de vida de los mismos. Asimismo se evitan las llamativas pérdidas de fuerza del cuádriceps, donde puede llegar a sufrir una pérdida de fuerza del 0,4% por día y entre la 5ª y 6ª semanas siguientes disminuye entre el 14% y 16%, por consiguiente disminuye la estabilidad, lo que dificulta el proceso de reeducación de la marcha⁽²¹⁾.

En este sentido, Hesse S.⁽¹¹⁵⁾ empleó bastones en un protocolo de artroplastia de cadera con grupo un control y otro experimental, donde se comprobó que los pacientes que controlaban el porcentaje de descarga lograban un 6,8% más de extensión de cadera, más fuerza en abductores con un 41,5% más de actividad en el glúteo medio, simetría al caminar y ciclos de marcha más normalizados. De nuevo en ambos casos^(114,115), no se establecen ningún protocolo de control en las progresiones de las cargas. Una vez superado este punto gracias a los bastones instrumentados en esta tesis, llega el momento de establecer la progresión en el porcentaje de carga para promover una marcha asistida similar a la marcha normal para que sea óptima, sin embargo, no existe un criterio ni protocolo, un rango unificado, que establezca el porcentaje de peso mejor en las diferentes fases del tratamiento de un paciente. Y por ende, no se conoce cuándo es el mejor momento para aumentar la carga en el miembro inferior, ni cuál es el momento de pasar de dos bastones a uno.

En cuanto al estudio de la influencia de carga en la actividad electromiográfica, Klarner T. et al.⁽⁹⁶⁾ estudió en diferentes músculos del miembro inferior: tibial anterior, gastrocnemio medial, gastrocnemio lateral, soleo, insuficiencia del músculo vasto medial y lateral, y recto anterior del cuádriceps, bíceps femoral, y semitendinoso durante la locomoción en la cinta con la ortesis de marcha robótica Lokomat. Los ocho sujetos sanos caminaron en diferentes combinaciones de soporte de peso (0%, 20%, 40%, 60%, 100%) y frecuencia de zancada (0,40,

0,49, 0,57 Hz). Esta investigación puso de manifiesto que la actividad EMG se incrementaba conforme aumentaba el porcentaje de peso sobre el miembro inferior y la velocidad pero, existe muy poca actividad muscular en NSP. Los patrones de coordinación EMG son similares en altos niveles de soporte del peso corporal⁽²¹⁾ y frecuencias de paso más rápidas frente a niveles más bajos SPP y una frecuencia de paso más lenta. Estos datos sugieren que la interacción de soporte de peso corporal y frecuencia de paso debe ser tenido en cuenta en la optimización de la potencia motora durante la recuperación.

Sin embargo, pese a sus múltiples beneficios, el impacto del bastón contra el suelo genera un gasto energético que conlleva un mayor consumo de energía y fatiga muscular⁽¹³⁾, por lo que controlar el peso ejercido sobre el dispositivo de ayuda a la deambulación es primordial para la fisiología de nuestro cuerpo. Bruijn SM. et al.⁽¹¹⁾ estudió la sincronización relativa de la rotación de la pelvis y el tórax durante la marcha en nueve hombres sanos, que está íntimamente relacionado con la optimización de la marcha, determinando que cuando el sujeto sobrepasa los 3km/h la pelvis comienza a rotar más para alargar el paso. En cuanto al consumo de energía el estudio de Carpentier C. et al.⁽¹³⁾ determinó que el impacto del bastón contra el suelo es la principal causa de pérdida energética, incluso en sujetos sanos. Matssura D. et al.⁽⁶²⁾ cuantificó el consumo de energía recogiendo valores de frecuencia cardíaca, consumo de oxígeno y desplazamiento vertical del centro de masa. Además, la reducción del coste de la energía se ha relacionado con cambios en los parámetros de la marcha temporal, especialmente un aumento en el tiempo de la zancada, una disminución en la variabilidad del tiempo de la zancada, aumento del equilibrio y un aumento en la marcha la simetría⁽¹³⁸⁾.

Varios autores han intentado concretar el porcentaje de peso adecuado según su influencia en parámetros cinemáticos, cinéticos, electromiográficos y, espaciotemporales intentando así conocer la progresión adecuada en la carga del peso corporal que se ejerce sobre los distintos tipos de dispositivos. Malviya J. et al.⁽²³⁾ objetivó que los sujetos sí eran capaz de reproducir el 25% SPP que se les pedía. Mientras que los participantes de los estudios de Dworak LB et al.⁽⁷⁾, Clark BC et al.⁽²¹⁾, Li S. et al.⁽²²⁾ y Ebert JR et al.⁽⁹⁵⁾ no pudieron reproducirlo ya que no tenían ningún sistema de feedback que informara al paciente de la carga que ejercían sobre los dispositivos de ayuda.

Dworak LB et al.⁽⁷⁾ estudió a 12 personas sanas simulando tres modalidades de porcentajes de carga, 10%-50%-90%, con bastones axilares a tres puntos y, en 15 personas con endoprótesis de la articulación de la cadera. Este estudio se asemeja en carga al de Clark

BC et al.⁽²¹⁾ que estudia la marcha normal frente a la marcha asistida con bastón axilar y un dispositivo de descarga pélvica novedoso con 12 estudiantes sanos. Otro estudio similar realizado por Li S. et al.⁽²²⁾ arrojó resultados muy interesantes sobre la marcha asistida a tres puntos en los parámetros de la marcha, cinemática y fuerza de reacción al suelo, descargando también 10 %, 50 %, y 90% SPP. El resultado fue que se redujo la fase de apoyo monopodal en el lado “lesionado”, tronco y pelvis se inclinaron hacia delante disminuyendo el movimiento lateral y rotación. En ninguno de los tres estudios anteriores lo sujetos eran capaces de reproducir en la dinámica de la marcha el peso prescrito, aunque sí en algunos casos de forma estática.

Ebert JR et al.⁽⁹⁵⁾ introdujo para su estudio los porcentajes de 20%, 40%, 60% y 100% como progresión en peso tras el implante de condrocitos autólogos en la rodilla, no obstante, estos pacientes fueron incapaces de replicar los niveles de soporte de peso tanto en condiciones estáticas como dinámicas. Sin embargo, Fischer AG et al.⁽¹³⁹⁾ empleó la marcha asistida bajo las condiciones de 0%, 15% y 30% de descarga del peso corporal indicando reducciones significativas en la cinemática de cadera, rodilla y tobillo, así como en la cinética en parámetros espaciotemporales conforme aumentaba el porcentaje de peso corporal. Sin embargo, los patrones de movimiento permanecieron inalterados. McDonough et al.⁽³⁵⁾ ha sido el autor más ambiguo en cuanto al peso. No estableció ningún rango de peso y se limitó a estudiarlo bajo la denominación de: ninguna carga, carga parcial y completa, sin especificar a cuánto peso corresponde el peso parcial.

Aunque la investigación que más se acerca a esta tesis en porcentaje de carga es de Malviya et al.⁽²³⁾ en 2005, donde sugirió establecer rangos de carga parcial de 25% del peso corporal en 25% SPP, puesto que los participantes de su estudio sí pudieron reproducir dicha carga. Otro estudio⁽¹¹⁷⁾ añadió a las anteriores cargas el 75% del peso corporal, lo que fue excesivo para los sujetos. Hershko et al.⁽⁵⁾ en su estudio sobre la precisión de cargas tras cirugía, determinó que la denominación de apoyo sin carga o contacto con el suelo, la carga no debía exceder el 20% del peso corporal, y que para carga parcial fuese en un rango del 21% al 50% del peso corporal. Ambas nociones de carga han sido las utilizadas en este estudio como base a determinar el porcentaje de carga aplicado sobre los bastones con la consiguiente descarga del miembro afecto.

Pocos estudios^(7,22) han analizado la marcha asistida sólo en sujetos sin ninguna patología, pero sí encontramos algunos donde se estudia la marcha asistida en patologías

musculoesqueléticas^(37,94), rizotomía en la diplejía espástica^(67,69), lesión medular^(20,75), amputados, artroplastia de cadera^(4,129), parálisis cerebral^(38,68), mielomeningocele⁽³⁹⁾, síndrome del cordón central⁽⁹⁷⁾ (un tipo de lesión medular incompleta), accidente vasculocerebral⁽¹²⁾.

En cuanto a patologías musculoesqueléticas, Correa J.E et al.⁽³⁷⁾ realizó un análisis computarizado de la marcha en tres sujetos con amputación transfemoral unilateral, con prótesis endoesquelética y exoesquelética. Se empleó un software de análisis de movimiento denominado Ariel Performance Analysis System. Donde se determinaron variables cinemáticas de la marcha como: el desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores en los diferentes planos y la cadencia de los movimientos; parámetros de marcha como: la longitud del paso, la longitud de la zancada y el ancho del paso; el consumo de energía en el desplazamiento y el tiempo de duración del ciclo de marcha. *Los datos arrojados fueron comparados entre sí frente a los parámetros de una marcha normal sana según la literatura universal, igual que en este estudio.* Los resultados determinaron que el patrón de marcha se asocia a pasos cortos bilaterales por lo que el fisioterapeuta debe hacer énfasis en la reeducación de los parámetros de la marcha, con el fin de que estos se asemejen a una marcha normal. Para la grabación se utilizó una pista de quince metros y marcadores reflexivos. Hemmerich A. et al.^(53,71) estudió la laxitud ligamentosa de 29 pacientes con respecto a 15 sujetos sanos valorando su laxitud axial, encontrando diferencias significativas a través del estudio tridimensional. El propósito de este estudio fue determinar si la rodilla contralateral sana de pacientes se puede utilizar como control en el examen de rodilla con deficiencia en la laxitud del ligamento cruzado anterior. Kothari A. et al.⁽⁷²⁾ estudió mediante resonancia que las rodillas con el ligamento cruzado anterior reconstruido tenían menos rotación tibial con respecto a la pre-operación y no hay ninguna diferencia significativa cuando se compara con la rodilla contralateral sano.

En neurología el uso de bastones es controvertido pues hay opiniones contrapuestas: si facilitan los patrones normales de movimiento durante su recuperación y el desempeño de sus actividades de la vida diaria o bien; si se está interfiriendo en el aprendizaje independiente⁽¹²⁾. En lo que sí coinciden es el uso cuando las secuelas lo requieran o afecciones incapacitantes que provean al usuario de una mejor calidad de vida con su uso, ya que la importancia psicológica y fisiológica para parapléjicos para poder permanecer de pie y caminar por sus propios medios, a veces sólo puede lograrse por medio de bastones⁽¹³⁾, es lo que denominan ambulación funcional⁽³⁹⁾. Algunos estudios a favor reflejan que el uso de estos dispositivos mejora la velocidad de la marcha, la estabilidad y el rango de movimiento de cadera, rodilla, y tobillo durante la

deambulaci3n⁽¹²⁾. Para este estudio, el uso de an3lisis del movimiento tridimensional y las plataformas de fuerza fueron indispensables.

En este sentido, Medina J. et al.⁽⁷⁵⁾ analiza la evoluci3n de la marcha en un paciente con lesi3n medular incompleta T12-L2, tras ser sometido a un programa de entrenamiento de la marcha de forma asistida con soporte parcial del peso corporal con el sistema Lokomat. Analiz3 datos obtenidos en los apartados de pasos por minuto, velocidad y longitud de paso. Realiza estudio cinem3tico utilizando videograf3a de alta definici3n, y transformado a tres dimensiones por Performance Analysis System. Los resultados que obtuvieron fueron un descenso de los tiempos tanto de paso como de ciclo directamente proporcional a la velocidad que va ganando el sujeto de estudio en el transcurso de su tratamiento, tambi3n se observa una mejora sustancial tanto en la frecuencia de paso como en la de ciclo. Tambi3n la longitud de la zancada sufri3 una ganancia en las primeras cuatro semanas el tiempo de apoyo bipodal ya que, en una persona sana (y sin ayudas) est3 entre un 0% y 10%, mientras que la persona de estudio al inicio del tratamiento estaba en un 25% del ciclo y al finalizar ha reducido el tiempo total del ciclo en un 3%. Con estos par3metros nos damos cuenta de que la marcha asistida mejora sustancialmente la marcha patol3gica de estos pacientes.

Opheim JL. et al.⁽⁶⁸⁾ cuantific3 las desviaciones de la marcha cinem3tica en par3lisis cerebral en adultos. El estudio incluye la pelvis y la cadera, rodilla y tobillo, en los tres planos y, el cambio del centro de masa en cuanto a altura vertical como causa del gasto energ3tico. Nelleke G et al., Yeung EH et al., y Carraro E. et al.^(38,67,69) analizaron par3metros espacio-temporales de la locomoci3n en ni3os con par3lisis cerebral donde se les realizaron una rizotom3a dorsal selectiva. Carraro E. et al.⁽⁶⁹⁾ adem3s midi3 realiz3 el test de Funcionalidad Motora y de Independencia Funcional Motora. Todas estas evaluaciones se repiten antes de la operaci3n, a las dos semanas, y a los doce meses. Para este tipo de estudio el principal objetivo del programa de rehabilitaci3n postoperatoria fue estirar los m3sculos y promover la adquisici3n de una nueva modalidad de movimiento sin o con menos espasticidad para la marcha. La rehabilitaci3n se centra en primer lugar en las competencias b3sicas como alineamiento correcto en la silla de ruedas, fortalecer las extremidades inferiores y el tronco. Despu3s de este planteamiento inicial se centr3 en ejercicios de gatear, parar, caminar y realizar actividades de autocuidado (como lavarse y vestirse/desvestirse). Con respecto al an3lisis de movimiento tridimensional, tras la operaci3n, se estudi3 diversos datos cinem3ticos en las diversas fases de la zancada (desplazamiento de tobillo, rodilla flexi3n y extensi3n movimiento,

pie progresión) mostrando que después de la operación los patrones de movimiento eran más similar a los controles.

Yeung EH et al.⁽³⁸⁾ analizó a diez participantes con parálisis cerebral utilizando bastones de antebrazo. La actividad del erector espinal lumbar y la cinemática de la cabeza, tronco, pelvis y extremidades inferiores durante la marcha eran monitorizadas mediante electromiografía y sistemas telemétricos de análisis de movimiento, respectivamente. Las comparaciones entre caminar sin ayuda y caminar con bastones unilaterales y bilaterales(es) fueron analizadas. Los resultados expresaron reducciones significativas en la marcha asistida en velocidad y cadencia, disminución de la actividad erector espinal y menor extensión tronco e inclinación pélvica. De igual forma, Gil-Agudo E. et al.⁽⁹⁷⁾, objetivó que existían diferencia en el uso de dos bastones o uno, en pacientes con síndrome del cordón posterior. Con dos bastones disminuye la velocidad, aumenta tiempo de la zancada y del paso, así como mejora la estabilidad al aumentar el tiempo de apoyo monopodal y disminuye la flexión plantar del tobillo durante fases del apoyo.

Kyvelidou A. et al.⁽¹⁰³⁾ mostró con un análisis en tres dimensiones que las personas mayores presentan significativamente más variabilidad en la cadera y la rodilla que las mujeres jóvenes en diferentes condiciones de descarga de miembro inferior. Wellmon R. et al.⁽¹⁴⁾ también estudió al adulto mayor frente al joven. Los adultos mayores aumentan el tiempo de reacción durante la marcha al usar el andador, es decir, aumentaron los requisitos atencionales o las demandas de procesamiento cognitivo. Por tanto, el uso de un dispositivo de asistencia aumenta la complejidad de la marcha al ser una tarea dual, a pesar de tener muchos beneficios importantes, puede limitar la capacidad de los adultos mayores para reunir información del entorno y/o realizar varias tareas simultáneamente.

Otro campo de investigación importante en la marcha normal y asistida son las personas de la tercera edad. Varios estudios recogen los cambios que acontecen conforme se envejece: disminución en la velocidad y la longitud del paso, aumento del ancho del paso, menor balanceo de las extremidades superiores, el tiempo del doble apoyo aumenta de un 15-20% del ciclo de marcha hasta el 25-30%, y el desplazamiento vertical del tronco se reduce⁽⁷⁰⁾. Investigaciones anteriores han demostrado que la marcha en el anciano tiende a desacelerarse debido al envejecimiento natural de los sistemas biológicos y/o por temor a caer, por lo que reducen su cadencia, lo que se traduce en un aumento del tiempo en el ciclo de marcha^(103,137). Jeong YG et al.⁽¹⁴⁵⁾ determinó que el anciano con secuelas de accidente cerebrovascular, asociado con la

marcha hemipléjica, se beneficia del uso de un bastón de antebrazo porque mejora el equilibrio y están asociados a una mayor eficiencia en el consumo de oxígeno.

En cuanto a la *muestra con pacientes sanos*, la mayoría de los autores establecen un número relativamente bajo en los estudios de parámetros de la marcha asistida. En concreto, O'Connor C.M et al. ⁽⁴⁸⁾ y Leardiani A. et al. ⁽⁵²⁾ estudió la cinemática en 54 y 10 niños sanos, respectivamente, con un nuevo algoritmo. Éste código les funcionó también cuando la muestra fue pequeña, en 6 niños con diplejía espástica. Jayakaran P. et al. ⁽³⁴⁾ estudió a 27 sujetos sanos para ver si la dominancia influía en parámetros de la marcha. Clark BC et al. ⁽²¹⁾ estudió la marcha asistida con electromiografía en 12 voluntarios sanos con bastones axilares y un dispositivo de descarga pélvica, mientras que Li S. et al. ⁽²²⁾ estudió la cinemática y la fuerza de reacción al suelo con diferentes SPP en 12 estudiantes sanos y Grootveld L. et al. ⁽¹²⁴⁾ estudió la cinemática tridimensional en 10 sujetos sanos. McDonough et al. ⁽³⁵⁾ por su parte estudió a 22 estudiantes de fisioterapia con diferentes dispositivos unilaterales y bilaterales como bastones axilares y bastones de mano en cuanto a velocidad, cadencia y longitud del paso.

Winstein CJ. et al. ⁽¹⁰⁷⁾ fue el investigador que más sujetos sanos analizó en su estudio con 60 jóvenes. Kyvelidou A. et al. ⁽¹⁰³⁾ también estudió a 20 sujetos de edad avanzada y jóvenes sin ninguna patología del sistema musculoesquelético. Hemmerich A. et al. ⁽⁷¹⁾ realizó su estudio en tres dimensiones de torsión pasiva de rodilla en seis sujetos sanos y Dworak LB et al. ⁽⁷⁾ en 12 personas sanas para analizar la marcha a tres puntos con dos bastones, igual que otros autores con otros dispositivos de ayuda para la marcha asistida ^(16,23). Sin embargo, Dabke HV. et al. ⁽¹⁸⁾ también estudió la marcha a tres puntos pero tanto en 6 voluntarios sanos como en 23 sujetos tras una fractura en el miembro inferior.

Otros autores, estudian la marcha asistida en una *muestra o población reducida con alguna patología*, pero como hemos dicho anteriormente, estos resultados describen parámetros de la marcha sin compararlos con estándares de normalidad en la marcha asistida, porque no existen. Sharenkov et al. ⁽⁴⁹⁾ utilizó para su estudio 27 pacientes con artroplastia de cadera unilateral y 20 niños con parálisis cerebral tras cirugía rizotomía dorsal selectiva, al igual que Nelleke GL. et al. ⁽⁶⁷⁾ que describió el movimiento tridimensional en 31 adultos con diplejía espástica sometidos a rizotomía dorsal selectiva en la infancia y Carraro E. et al. ⁽⁶⁹⁾ que realizó el mismo estudio en 9 niños con el mismo procedimiento. Opheim JL et al. ⁽⁶⁸⁾ analizó a 16 adultos con parálisis cerebral y Yeung EH et al. ⁽³⁸⁾ en 10 adolescentes también con parálisis cerebral y Gil-Agudo E. et al. ⁽⁹⁷⁾ en un estudio similar en 12 pacientes con síndrome del cordón

central. Melis EH. et al.⁽²⁰⁾ determinó la influencia de los andadores, bastones axilares y bastones de antebrazo sobre 10 personas con lesión incompleta de la médula espinal y Vankoski S. et al.⁽³⁹⁾ comparó la cinemática de la pelvis al andar con y sin bastones de antebrazo en 16 niños con mielomeningocele. Si bien estos resultados arrojan información sobre que la cinemática de la pelvis es diferente a la marcha normal, no esclarece cuánta carga ha de soportar. Correa E. et al.⁽³⁷⁾ analizó a tres sujetos con amputación transfemoral y Duda GN et al.⁽⁹⁴⁾ a seis pacientes con osteotomía tibial mediante fijación con tornillos.

3.- OBJETIVOS.

3. OBJETIVOS.

1. Describir la cinemática de los bloques cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis en sujetos sanos durante la marcha normal.
2. Describir y comparar la cinemática de los bloques cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis en sujetos sanos durante la marcha asistida con bastones de antebrazo aplicando sobre estos diferentes porcentajes de carga.
 - 2.1 Comparar, respecto a la marcha normal, la cinemática de los bloques cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis con las diferentes modalidades de marcha asistida con bastones de antebrazo aplicando sobre estos un carga del 10%, 25% y 50% del peso corporal.
 - 2.2 Comparar las distintas modalidades de la marcha asistida (definidas en función de los distintos porcentajes de carga implementadas y en el número de bastones utilizados) entre sí.
 - 2.3 Determinar la posible presencia de asimetrías en la cinemática de los bloques cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis durante el ciclo de la marcha asistida con bastones de antebrazo aplicando sobre estos un carga del 10%, 25% y 50%.
 - 2.4 Realizar una aproximación a la determinación de criterios clínicos para la progresión en la implementación de las cargas y el uso de uno o dos pastones en la marcha asistida.

4.- HIPÓTESIS.

4. HIPÓTESIS.

Diferentes porcentajes de carga corporal aplicados sobre bastones de antebrazo durante la marcha asistida producen cambios en la cinemática de la cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis.

5.- MATERIAL Y MÉTODO.

5. MATERIAL Y MÉTODO.

5.1 DISEÑO.

Esta investigación se engloba dentro un diseño factorial de medidas repetidas^(7,21,34,38,146). Cuando administramos las intervenciones objeto de nuestra investigación a los mismos sujetos y, en consecuencia, estos reciben más de una, disponiendo al menos de una observación por intervención y sujeto, decimos que estamos en presencia de un diseño intra-sujetos o de medidas repetidas⁽¹⁴⁶⁾. La situación más simple de un diseño de medidas repetidas se caracteriza por incluir varias observaciones por sujeto, obtenidas cada una de ellas bajo una condición diferente (intervención). Las ventajas⁽¹⁴⁶⁾ asociadas a esta categoría de diseño son fundamentalmente tres: el menor costo en número de sujetos, el control de las diferencias individuales y el incremento de la potencia del diseño. Las tres están intrínsecamente relacionadas y son interdependientes entre sí.

La reducción del número de sujetos es una ventaja importante bajo múltiples puntos de vista, incluidos el ahorro de tiempo y costos⁽¹⁴⁶⁾. Teniendo en cuenta que el mismo grupo de sujetos recibe todas las intervenciones, el número de sujetos que se necesitan para completar la investigación es menor.

En los diseños de medidas repetidas^(42,146,147), la equivalencia previa de los sujetos no constituye un problema relevante dado que, al ser medidos los sujetos bajo todos los niveles o condiciones de estudio, el sujeto actúa como su propio control, no afectando a la estimación de los efectos las posibles diferencias individuales. Con este formato, los sujetos de la muestra reciben todas las intervenciones y repiten medidas o registros de respuesta.

5.2 MUESTRA.

La población de este estudio la encontramos entre hombres y mujeres sanos que residían en Sevilla. Para confeccionar la muestra se definen los *critérios de inclusión*⁽¹⁹⁾ que se exponen a continuación:

- Tener entre 18 y 60 años de edad⁽³²⁾.
- Presentar una marcha asistida al menos aceptable en la escala CHAGS diseñada por Chamorro-Moriana et al.⁽³¹⁾, es decir, obtener una puntuación de 3 sobre 4 en los siguientes ítems; inclinación del bastón (3º), soporte simultáneo pie y bastón (7º) y apoyo del antebrazo (8º) (ver apartado 2.3.1).
- Ser asintomático a cadencia libre⁽³²⁾.
- Tener alguna experiencia previa en la marcha asistida con bastones de antebrazo^(19,32), ya sea a nivel profesional, académico o como usuario.
- No padecer patología musculoesquelética^(18,35,103) o secuela de ésta^(11,34) en tronco, miembro superior o miembro inferior, tales como; restricción de la movilidad articular, dolor, etc.⁽⁹⁷⁾.
- No poseer disimetría en las extremidades inferiores⁽²²⁾.
- No sufrir patología neurológica, afección cardiovascular, trastorno pulmonar o alteración psicológica como depresión.

Por otro lado, los *critérios de exclusión* fueron cualquier alteración que pueda afectar la dinámica de la marcha normal y la marcha asistida⁽³¹⁾, tales como:

- Presentar un trastorno evidente de la coordinación⁽³¹⁾.
- Tener un trastorno de la capacidad física como; debilidad muscular evidente en tronco, miembro superior o miembro inferior⁽³¹⁾ que pueda alterar la funcionalidad de la marcha⁽³¹⁾.

Por todo ello, la muestra se configuró con sujetos sanos, pues la propia patología era un factor influyente en la marcha.

Tras un muestreo no probabilístico y por conveniencia, se configuró una muestra de **22 sujetos sanos**.

5.3 VARIABLES.

En cuanto a las variables que podemos distinguir en este estudio se clasifican en:

- ✓ Primarias.
- ✓ Secundarias.
- ✓ Antropométricas.

5.3.1 Variables primarias.

Respecto a las variables primarias, en este estudio hacen referencia a las variables independientes y dependientes.

En primer lugar, las variables independientes corresponden a las distintas modalidades de marcha: marcha normal y marcha asistida. Esta última, se estudia atendiendo al porcentaje de carga aplicada al/los bastón/es de antebrazo y según el número de bastones utilizado, es decir, si es una marcha asistida unilateral o bilateral:

-Por un lado, atendiendo a las cargas, el individuo aplica sobre el bastón de antebrazo el 10%, el 25% y el 50% de su peso corporal mientras camina. En concreto, el 10% corresponde con la carga cómoda para el sujeto⁽³²⁾. En relación al 50% de carga, si la persona no lo alcanzaba se le requirió la máxima carga posible⁽³²⁾. Aclarar que la carga ejercida sobre los bastones de antebrazo durante la marcha asistida es directamente proporcional a la descarga del miembro inferior afecto⁽³²⁾.

-Por otro lado, atendiendo al número bastones⁽⁹⁷⁾, corresponde al uso de un bastón contralateral, es decir, unilateral izquierdo (UI) y dos bastones, es decir, bilateral (B) con un bastón a cada lado⁽³¹⁾.

De esta forma, se obtienen las distintas combinaciones posibles entre ellos para tener definidas las cinco modalidades de estudio con respecto a marcha asistida:

- ✓ Unilateral izquierdo cargando el 10% del peso corporal (UI10).
- ✓ Unilateral izquierdo cargando el 25% del peso corporal (UI25).
- ✓ Unilateral izquierdo cargando el 50% del peso corporal (UI50).
- ✓ Bilateral cargando el 25% del peso corporal (B25).
- ✓ Bilateral cargando el 50% del peso corporal (B50).

Esta variable, en función de la carga, es cuantitativa y continua y, se mide en kilogramos.

En segundo lugar, las variables dependientes corresponden a la *cinemática* entre los segmentos cabeza, tronco, pelvis^(12,37) y, hemipelvis derecha e izquierda, durante un ciclo de la marcha normal y de la marcha asistida con bastones de antebrazo. Se escogió exclusivamente una zancada puesto que el volumen de trabajo definido en el sistema de análisis de movimiento Vicon sólo permitía recoger un ciclo de marcha, la elección de la zancada derecha fue a conveniencia.

En primer lugar, según el modelo “Plug-in-gait” definido por Vicon^(122,148), y utilizado en esta tesis, los *movimientos* se obtienen de la relación angular entre dos bloques rígidos. Dos bloques rígidos constituyen un segmento (ver apartado 2.3.2). En este caso, los bloques rígidos son cabeza, tronco y pelvis. Con ello, la relación entre cabeza y tronco, da lugar a la cinemática de la cabeza del segmento cabeza-tronco y, la relación entre tronco y pelvis da lugar a los movimientos del tronco del segmento tronco-pelvis.

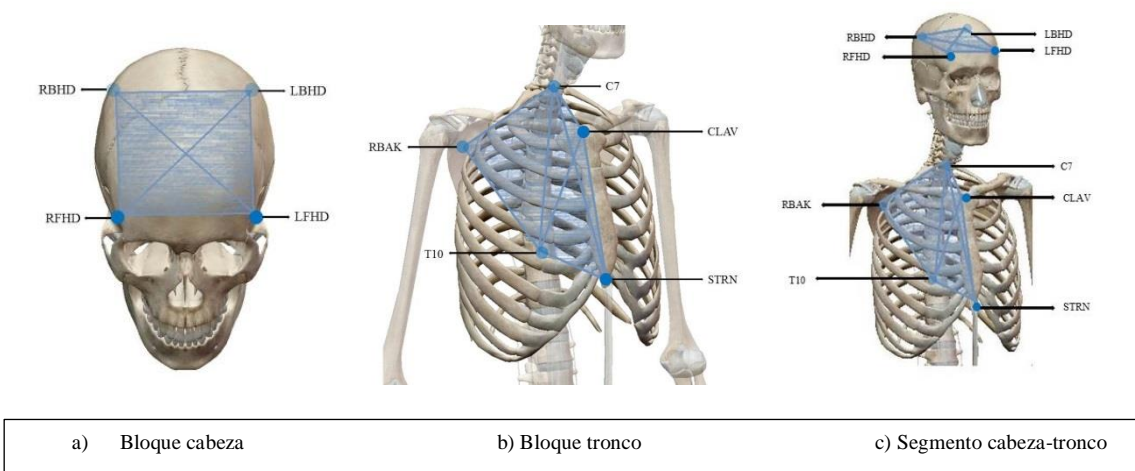
De esta forma, se obtiene la cinemática en los tres planos de movimientos; sagital, frontal y transversal, durante la zancada derecha (ver apartado 2.1.1) para dichos segmentos. Estas son variables cuantitativas continuas y medidas en grados.

A continuación se describen los bloques rígidos cabeza, tronco y pelvis descritos en dicho modelo:

Por un lado, el bloque rígido *cabeza* lo componen los marcadores de la zona anterior y posterior de la cabeza y el bloque rígido *tronco* está compuesto de los marcadores situados en clavícula, esternón, escápula, C7 y T10 definidos en la tabla 1. Dichos marcadores son colocados en los puntos de referencia anatómicas definidos el modelo “Plug-in-gait” (Figura 4). Con ello, los bloques cabeza y tronco forman el segmento cabeza-tronco. El concepto tronco ha sido incorporado en esta investigación para referirnos al bloque definido como tórax en la marca comercial Vicon. Ya que como se reflejó al final del apartado 2.3.2.2 consideramos más acertada esta nomenclatura pues el tórax, formado por clavículas, esternón, doce pares de costillas y doce vértebras no engloba a las escápulas ni a C7, mientras que el concepto tronco (refiriéndonos al tronco superior), sí contempla estas estructuras en su denominación.

SEGMENTO	BLOQUE	ACRÓNIMO	SIGNIFICADO
SEGMENTO CABEZA-TRONCO	BLOQUE CABEZA	LFHD	Left front head (Zona anterior izquierda la cabeza)
		RFHD	Right front head (Zona anterior derecha de la cabeza)
		LBHD	Left back head (Zona posterior izquierda de la cabeza)
		RBHD	Right back head (Zona posterior derecha de la cabeza)
	BLOQUE TRONCO	C7	7th cervical vertebrae (7º vértebra cervical)
		T10	10th thoracic vertebrae (10º vértebra torácica)
		CLAV	Clavicle (Clavícula)
		STRN	Sternum (Esternón)
		RBAK	Right back (Espalda derecha, escápula derecha)

Tabla 1. Descripción de los marcadores que componen los bloques cabeza y tronco, segmento cabeza-tronco.



a) Bloque cabeza b) Bloque tronco c) Segmento cabeza-tronco

Figura 4. Referencias anatómicas de los bloques cabeza (a) y tronco (b) que componen el segmento cabeza-tronco (c).

Estos dos primeros bloques rígidos, cabeza y tronco, dan lugar a los movimientos existentes entre ellos, en concreto, la relación de la cabeza respecto al eje fijo situado en el tronco (ver apartado 2.2.3) y que se describen en la Figura 5: lateroflexión de la cabeza (a), flexoextensión de la cabeza (b) y rotación de la cabeza(c).



Figura 5. Movimientos del segmento cabeza-tronco.

Por otro lado, el segmento tronco-pelvis lo componen el bloque rígido *tronco*, comentado en el párrafo anterior, en relación al bloque rígido *pelvis*, compuesto por los marcadores situados en la espina iliaca anterosuperior y posterosuperior de ambos lados (ver tabla 2). De la misma forma, estos marcadores están situados en puntos de referencia anatómicas definidos en el modelo Plug-in-gait (Figura 6).

SEGMENTO	BLOQUE	ACRÓNIMO	SIGNIFICADO
SEGMENTO TRONCO-PELVIS	BLOQUE TRONCO	C7	7th cervical vertebrae (7º vértebra cervical)
		T10	10th thoracic vertebrae (10º vértebra torácica)
		CLAV	Clavicle (Clavícula)
		STRN	Sternum (Esternón)
		RBAK	7th cervical vertebrae (7º vértebra cervical)
	BLOQUE PELVIS	LASI	Left ASIS (Espina iliaca anterosuperior izquierda)
		RASI	Right ASIS (Espina iliaca anterosuperior derecha)
		LPSI	Left PSIS (Espina iliaca posterosuperior izquierda)
RPSI		Right PSIS (Espina iliaca posterosuperior derecha)	

Tabla 2. Descripción de los marcadores que componen los bloques tronco y pelvis, segmento tronco-pelvis.

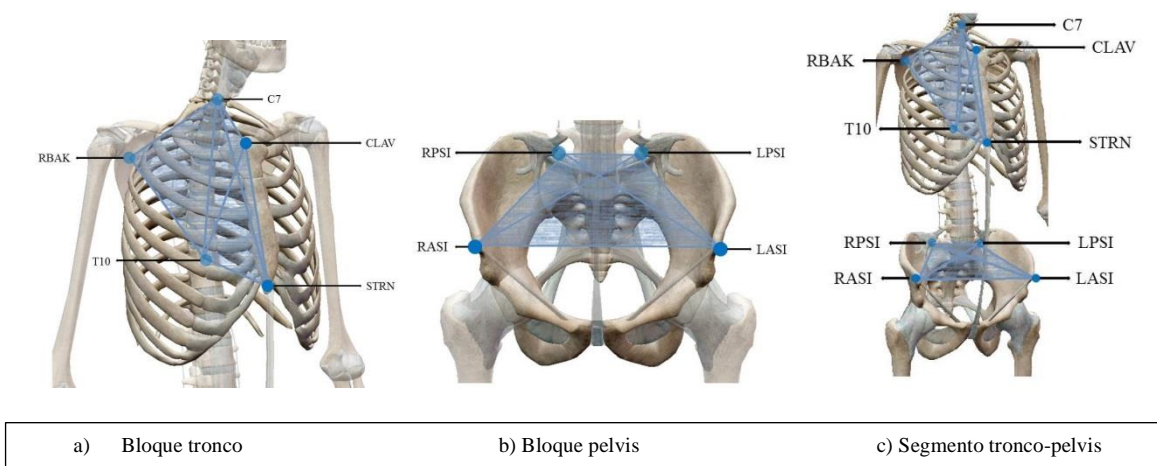


Figura 6. Referencias anatómicas de los bloques tronco (a) y pelvis (b) que componen el segmento tronco-pelvis (c).

Estos dos bloques rígidos dan lugar al segmento tronco-pelvis y generan los movimientos que se describen en la Figura 7, en concreto los movimientos del tronco respecto al eje fijo situado en la pelvis (ver apartado 2.2.3): lateroflexión del tronco (a), flexoextensión del tronco (b) y rotación del tronco (c).



FIGURA 7. Movimientos del segmento tronco-pelvis.

A continuación, se detallan los distintos movimientos, descritos anteriormente, que componen las variables de estudio entre los bloques rígidos cabeza, tronco y pelvis definidos por el modelo “Plug-in-gait” del sistema de análisis de movimiento^(43,118,122,140,148), indicando: el segmento de estudio, el movimiento correspondiente al segmento, el plano y su eje, su acrónimo y la unidad de medida (Tabla 3).

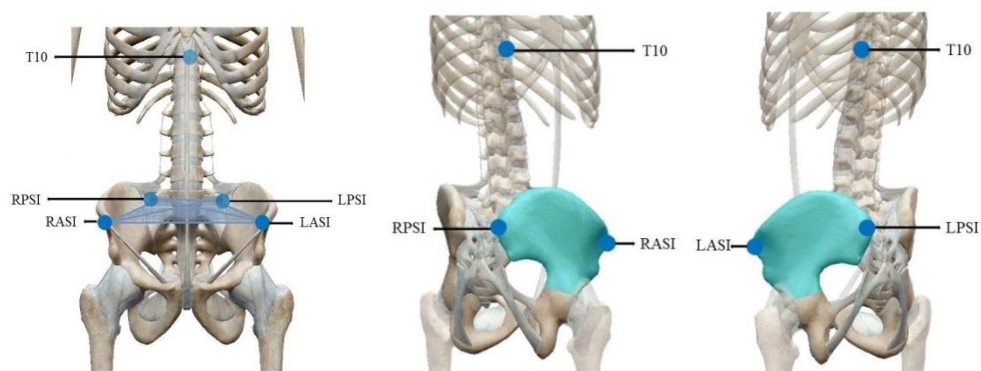
SEGMENTO	MOVIMIENTO (variable dependiente)	PLANO Y EJE	ACRÓNIMO	UNIDAD
CABEZA – TRONCO* (Figura 6)	Lateroflexión de la cabeza	Plano frontal Eje X	LFCab	Grados (°)
	Flexoextensión de la cabeza	Plano sagital Eje Y	FlexCab ExtCab	Grados (°)
	Rotación de la cabeza	Plano transversal Eje Z	RotCab	Grados (°)
TRONCO– PELVIS** (Figura 7)	Lateroflexión del tronco	Plano frontal Eje X	LFTR	Grados (°)
	Flexoextensión del tronco	Plano sagital Eje Y	FlexTR ExtTR	Grados (°)
	Rotación del tronco	Plano transversal Eje Z	RotTR	Grados (°)

Tabla 3. Resumen de los movimientos según modelo “Plug-in-gait”. *Movimientos respecto al eje fijo situado en tronco.

**Movimientos respecto al eje fijo situado en pelvis.

En segundo lugar, a fin de dar respuesta al estudio de los movimientos pélvicos y hemipélvicos, el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla desarrolló un modelo novedoso mediante códigos específicos para esta investigación.

Por un lado, se obtuvieron datos de los diferentes movimientos pélvicos, estableciendo para ello la relación entre el bloque rígido pelvis respecto al marcador fijo en T10 del tronco (ver tabla 2 y apartado 2.2.3). Pese a que los marcadores de este bloque rígido y de la referencia anatómica en tronco T10 se mantuvieron en la posición descrita originariamente en el modelo Plug-in-gait (Figura 8), el procedimiento para la obtención de datos fue gracias al método novedoso desarrollado en Ingeniería.



a) Bloque pelvis b) Bloque hemipelvis derecha c) Bloque hemipelvis izquierda

Figura 8. Referencias anatómicas de los bloques pelvis (a) y, hemipelvis derecha (b) e izquierda (c) con respecto a T10.

Este método permitió el estudio de los movimientos que se visualizan en la Figura 9: anteversión y retroversión pélvica (a) y rotación pélvica (b) que se observan en la Figura 9:

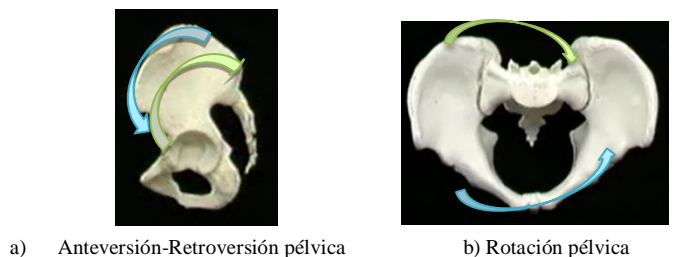


Figura 9. Movimientos pélvicos.

Por otro lado, en relación al movimiento de cada hemipelvis, se definió la hemipelvis derecha con los marcadores que albergaba el modelo original de Plug-in-gait del sistema de análisis de movimiento, RASI y RPSI, y de la misma forma se configuró la hemipelvis izquierda con los marcadores LASI y LPSI (ver Tabla 2 y Figura 8). De nuevo, el estudio de los movimientos de estos dos bloques rígidos, hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda, se estableció con respecto al marcador fijo T10 (Figura 10 y apartado 2.2.3). El desarrollo de los diferentes códigos por parte del Departamento de Ingeniería Mecánica dio lugar al movimiento que se visualiza en la Figura 10: torsión de las hemipelvis (a) y flexoextensión de la hemipelvis derecha e izquierda (b).

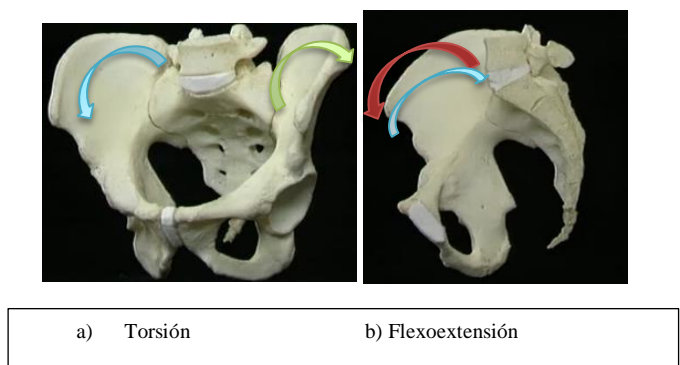


FIGURA 10. Movimiento de las hemipelvis.

En función del procedimiento generado por el Departamento de Ingeniería Mecánica, la siguiente tabla resume el conjunto de movimientos según la relación de T10 con cada bloque rígido; pelvis, hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda, indicando: el segmento de estudio, el movimiento correspondiente al segmento, el plano y su eje, su acrónimo y la unidad de medida:

SEGMENTO	MOVIMIENTO (variable dependiente)	PLANO Y EJE	ACRÓNIMOS	UNIDADES
T10-PELVIS* (Figura 9)	Anteversión-Retroversión Pélvica	Plano frontal Eje X	AntPel RetPel	Grados (°)
	Rotación Pélvica	Plano sagital Eje Y	RotPel	Grados (°)
T10-HEMIPELVIS* (Figura 10)	Torsión de las Hemipelvis Derecha e Izquierda	Plano sagital Eje Y	TorHpel	Grados (°)
	Rotación anterior/posterior Hemipelvis Derecha	Plano sagital Eje Y	FlexHpelD ExtHpelD	Grados (°)
	Rotación anterior/posterior Hemipelvis Izquierda	Plano sagital Eje Y	FlexHpell ExtHpell	Grados (°)

Tabla 4. Resumen de los movimientos según el modelo elaborado por el Departamento de Ingeniería Mecánica. *Movimientos respecto a T10.

La siguiente tabla muestra un resumen de los segmentos y bloques, con los marcadores que lo forman, que determinan los movimientos o variables de estudio:

SEGMENTO	BLOQUE (marcadores que lo componen)	MOVIMIENTO (variables)
CABEZA - TRONCO*	CABEZA (RFHD, LFHD, RBHD, LBHD)	Lateroflexión de la cabeza Flexoextensión de la cabeza
	TRONCO (C7, T10, RBAK, CLAV, STRN)	Rotación de la cabeza
TRONCO - PELVIS**	TRONCO (C7, T10, RBAK, CLAV, STRN)	Lateroflexión del tronco Flexoextensión del tronco
	PELVIS (LASI, RASI, LPSI, LPSI)	Rotación del tronco
T10 - PELVIS***	PELVIS (LASI, RASI, LPSI, LPSI)	Anteversión-Retroversión Pélvica Rotación Pélvica
T10 - HEMIPELVIS DERECHA***	HEMIPELVIS DERECHA (RASI, RPSI)	Torsión de las Hemipelvis Derecha e Izquierda
T10 - HEMIPELVIS IZQUIERDA***	HEMIPELVIS IZQUIERDA (LASI, LPSI)	Flexoextensión Hemipelvis Derecha Flexoextensión Hemipelvis Izquierda

Tabla 5. Resumen de los segmentos, bloques y movimientos. *Movimientos respecto al eje fijo situado en tronco. **Movimientos respecto al eje fijo situado en pelvis. *** Movimiento respecto a T10

5.3.2 Variables secundarias.

Las variables secundarias hacen referencia a datos de interés relacionados con las experiencias previas o cualidades físicas que tienen influencia en la marcha asistida, tales como; patologías anteriores en miembro inferior, conocimiento del tema por profesión sanitaria o ciencias del deporte, coordinación... Los datos recogidos fueron los siguientes:

- ✓ Uso del bastón en el pasado: variable tipo cualitativa, nominal y dicotómica (sí/no).
- ✓ Patología sufrida por la que tuvo que usar temporalmente el bastón de antebrazo: variable tipo cualitativa politómica nominal.
- ✓ Miembro inferior en el que sufrió la lesión: variable cualitativa dicotómica nominal (derecho/izquierdo).
- ✓ Número de bastones de antebrazo que usó durante la lesión: variable cualitativa dicotómica nominal (uno/dos).
- ✓ En caso de utilizar un bastón de antebrazo, miembro superior en el que lo colocó: variable cualitativa dicotómica nominal (derecho/izquierdo).
- ✓ Conocimientos previos sobre el uso de bastones de antebrazo en marcha asistida debido a su formación académica o profesión: variable tipo cualitativa, nominal y dicotómica (sí/no).
- ✓ Formación académica o profesión: variable cualitativa politómica nominal.
- ✓ Hábito en actividad física y/o deportiva: variable tipo cualitativa, nominal y dicotómica (sí/no).
- ✓ Tipo de actividad física que realiza o ha realizado: variable cualitativa politómica nominal.

Estos datos fueron anotados en el cuestionario de registro de datos antropométricos descrito en el siguiente apartado (Anexo 1).

5.3.3 Variables antropométricas.

En referencia a estas variables, se disponía de un cuestionario de registro de elaboración propia (Anexo 1) donde se anotaron distintos datos, tales como; nombre del participante, número de registro para el estudio, así como las variables concretas de características sociodemográficas y antropométricas de los sujetos, necesarias para esta investigación. Las variables de estudio fueron:

- Sexo: variable tipo cualitativa, nominal y dicotómica (mujer/hombre).
- Edad: variable cuantitativa y discreta, la cual se mide en años.
- Peso: variable cuantitativa y continua, cuya unidad es el kilogramo.
- Talla: variable cuantitativa y continua, cuya unidad fue el centímetro.

5.4 MATERIAL.

De forma resumida los materiales utilizados en este estudio fueron los siguientes:

1. Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 (bastones instrumentados).
2. GCH Control Software 1.0.
3. Sistema de análisis de movimiento Vicon 1.0.
4. Software Vicon Nexus 1.8; modelo Plug-in-gait 2.0.
5. Marcadores reflectantes.
6. Pasillo de marcha.
7. Indumentaria específica para los participantes.
8. Cámaras de video digitales SONY.
9. Báscula digital Taurus Syncro Glass Complet.
10. Cinta métrica y tallímetro.
11. Palpation Meter (Performance Attainment Associates, St. Paul, MN).

A continuación se realizará una descripción de cada uno de ellos.

5.4.1 Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 (bastones instrumentados)^(19,32).

El Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0⁽³²⁾ es un bastón de antebrazo instrumentado capaz de registrar y controlar la carga ejercida sobre el mismo por el sujeto. Dicho bastón fue diseñado por la Dra. Chamorro-Moriana, patentado por la Universidad de Sevilla. La concesión

de la patente de estos bastones instrumentados en la Oficina Española de Patentes y Marcas fue en 2013, con número de solicitud 201031779, y la fecha de expedición en Patentes Internacionales fue en 2012, con número de solicitud PCT/ES/2011/000340.

El Sistema de Medición de cargas se encuentra dentro de la caña del bastón de antebrazo y está compuesto por⁽³²⁾:

- Un sensor de fuerza: (Shenzhen Exact Sensor Instrument EX601D).
- Una tarjeta electrónica que recoge los datos, donde está el sistema de comunicaciones de radiofrecuencia de baja potencia - simpliciTI (898MHz – 80Hz periodo) y un microcontrolador de ultra baja potencia (MSP430 – Texas Instruments, 2.4V – DC).
- Dos baterías estándar AA – 6000mA en total. Son extraíbles para poder intercambiarlas mientras se realiza el proceso de carga, y así permitir un uso ininterrumpido del dispositivo. Son cargadas en el mismo bastón mediante una conexión de entrada de corriente al mismo.

Todos los elementos están conectados entre sí mediante un circuito impreso integrado de tamaño muy reducido, para poder montarla dentro del eje del propio bastón sin necesidad de aumentar sus dimensiones ni su peso de una manera significativa. Están integrados de tal manera que no impide las funciones normales del propio bastón como es por ejemplo su regulación en altura ni requiere de circuitería externa conectada al bastón mientras se usa.

Las principales funciones de este dispositivo son:⁽³²⁾:

- Control de carga: La medición objetiva de la carga ejercida en el bastón. En concreto, recoge la fuerza aplicada en el bastón como peso en Kilogramos y el porcentaje de peso corporal correspondiente al mismo. Esto último es lo más relevante en la clínica por lo cual siempre será fundamental registrar el peso real del paciente, y permiten a los investigadores comparar los estudios intra-sujetos como también inter-sujetos para establecer protocolos de tratamiento.

Cada vez que se enciende el bastón, éste realiza un “zero”, por este motivo el bastón desprecia su propio peso.

- Mecanismo de retroalimentación (GCH Control Software 1.0) para la formación y reproducción del peso ejercido sobre el bastón de antebrazo, descrito en el siguiente apartado.

Este dispositivo fue fundamental en esta investigación puesto que al controlar el porcentaje de carga aplicado sobre el mismo, podíamos analizar la marcha asistida manteniendo el SPP prescrito en el momento de la intervención. En prospectiva, podría utilizarse no sólo en ensayos clínicos o bajo supervisión directa del fisioterapeuta, sino también durante la vida cotidiana, acelerando así la recuperación del paciente.

5.4.2 GCH Control Software 1.0.

El programa que incluye el Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0, denominado GCH Control Software 1.0⁽³²⁾, registrado en 2015. Este traduce los milivoltios de la señal del sensor en unidades de fuerza (Kilogramos fuerza), registra los datos, los analiza y permite su utilización numérica y visualización gráfica de las cargas. La inclusión del peso en el programa es fundamental ya que nos permite extrapolar las cantidades de carga a PBW, tanto en la recomendación del peso ideal según su fase de recuperación, como en los márgenes de errores permitidos.

La señal enviada por los bastones es detectada por un pequeño receptor USB que está conectado a un sistema fijo, o bien, por un receptor portátil. Esto permite una comunicación inalámbrica⁽³²⁾.

Este programa incluye dos tipos de feedback para el proceso enseñanza-aprendizaje del paciente: visual y auditivo. Sin embargo, y para el desarrollo de esta tesis doctoral, este programa no fue utilizado por el participante, sino que la investigadora controlaba las cargas en el ordenador para informar verbalmente al participante de su ejecución.

Las funciones de feedback constan de⁽³²⁾:

- Feedback visual: El sistema fijo provee al paciente y al fisioterapeuta de gráficos específicos del peso que se está cargando por cada bastón, aunque también se obtiene la unificación o solapamiento de ambos bastones si se desea. Esta imagen se puede ver en la pantalla del ordenador o a través de un proyector Canon. La retroalimentación visual en el proyector es un mecanismo de "auto-corrección", puesto que sólo muestra la información útil para formación del paciente al alertar al sujeto de los errores cometidos durante la marcha asistida, por lo que éste puede proceder a su auto-corrección inmediata. El sistema fijo en la pantalla del ordenador además provee de información clínica personalizada adicional, útil para fisioterapeuta/investigador.

- Feedback auditivo: gracias al receptor móvil (incorporado en un reloj, teléfono móvil, colgante o sustituto) se proporciona autonomía al paciente para realizar la marcha asistida al aire libre. Se utiliza señales acústicas; un pitido continuo, si se supera la carga recomendada o discontinuo si no lo alcanza.

La retroalimentación visual está destinada principalmente al entrenamiento del paciente durante las sesiones de fisioterapia. Mientras que, la retroalimentación acústica permite que el sistema se utilice sin supervisión, incluso al aire libre o en casa. Con estos mecanismos de auto-corrección, si la cantidad de carga ejercida sobre el/los bastón/bastones de antebrazo es incorrecta, el sujeto es capaz de aumentar o disminuir la carga para mejorar la precisión y administrar exactamente la carga ideal recomendada por el fisioterapeuta (auto-corrección).

Por último, el programa contiene una base de datos específicamente diseñada para pacientes, en la que se puede grabar todos los datos de las sesiones: cargas aplicadas, número de pasos, errores cometidos, etc., útil para su posterior análisis dentro del tratamiento y evolución del paciente o en el área de investigación⁽³²⁾.

5.4.3 Sistema de análisis de movimiento Vicon 1.0.

En referencia al análisis de la cinemática en tres dimensiones de esta investigación utilizamos el **Sistema de análisis de movimiento Vicon 1.0** con el **software Vicon Nexus 1.8**^(43,118,122).

El sistema de análisis de movimiento Vicon se compone de seis cámaras orientadas al centro del volumen de trabajo situado en la parte central del pasillo de marcha y un hardware externo, Giganet, conectado al ordenador (Figura 11). Las cámaras, infrarrojas, reflejan el envoltorio reflectante de los marcadores y transmiten la posición de los mismos a la unidad central de Vicon.

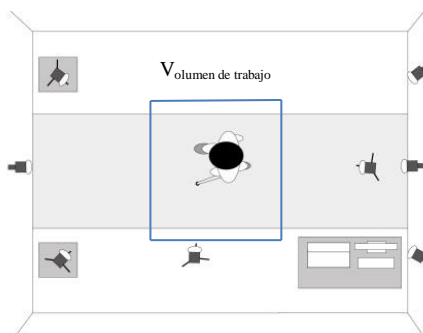


Figura 11. Esquema de la posición de las cámaras y volumen de trabajo.

Dichas cámaras infrarrojas se colocaron en lugares altos y alrededor del área central del estudio (Figura 12). Como se puede ver en la Figura 11 las cámaras están dirigidas al volumen de trabajo. La condición óptima para colocar las cámaras es aquella en la que al menos tres de ellas son capaces de "ver" cada marcador en cada momento del ciclo de marcha. El tiempo de recogida de imágenes se mide en *frames*. Los diferentes sistemas de análisis de movimientos tridimensionales utilizan esta unidad de medida en su idioma original, inglés, por ello dicha terminología será utilizada en este contexto tecnológico a lo largo del desarrollo de esta tesis doctoral. Un *frame* equivale a un tiempo de 0,01 segundo.

El número de cámaras puede oscilar entre 6 y 10 para poder realizar una imagen en tres dimensiones⁽⁶⁷⁾, en este estudio fueron seis. La resolución de las cámaras es de 800 x 590 píxeles, con un obturador electrónico y estroboscopio infrarrojo. Sus receptores tienen una frecuencia que puede oscilar entre 50 y 250 Hz, en este estudio se utilizó 50 Hz^(43,67). Las seis cámaras digitales de alta resolución pueden alcanzar hasta 250 Hz, en este caso se configuraron con una frecuencia de 100 Hz. Dicha frecuencia es suficientemente alta, puesto que se sabe que el 99,7% del contenido de frecuencia de la marcha humana está por debajo de 6 Hz⁽⁴³⁾.



Figura 12. Cámara Vicon

La posición de los marcadores es detectada por las cámaras de iluminación infrarroja y el programa lo traduce en desplazamiento angular de las articulaciones en los tres planos espaciales^(37,39); sagital, frontal y transversal. Por lo que, la unión de los tres planos, da una visión tridimensional del movimiento corporal humano, y detecta alteraciones anatómicas y funcionales que no pueden ser determinadas en una evaluación de la marcha por simple observación.

5.4.4 Programa Vicon Nexus 1.8; modelo Plug-in-gait 2.0.

El sistema de análisis del movimiento Vicon necesita de un Programa para gestionar los datos que recogen las cámaras, en este caso se utilizó **Vicon Nexus 1.8**, registrado en 2013. Fue diseñado para la investigación y el análisis del movimiento clínico. Nos ofrece los datos en tiempo real y su interfaz está diseñada para mejorar el trabajo del usuario y el proceso de análisis. Además, puede superponer en la imagen tridimensional los vectores de fuerza de las plataformas o la trayectoria de un marcador.

El programa se compone de varios protocolos o modelos para el estudio de la cinética y cinemática, pero también permite crear un protocolo propio⁽¹²²⁾. En esta investigación el *protocolo* utilizado dentro de Vicon Nexus se basa en *PiG (PiG- Plug in Gait 2.0-Vicon Motion Systems, 2010 Oxford, Reino Unido)*, fundamentado en el modelo mecánico de Newington^(43,118) (ver apartado 2.3.2.2). Se basa en la utilización de un conjunto mínimo de marcadores colocados en posiciones anatómicas de referencia y divide el cuerpo humano en 15 bloques rígidos y 14 articulaciones (ver Figura 3 en apartado 2.3.2.2). Sin embargo, y para el propósito de este estudio, sólo se utilizaron los bloques rígidos de cabeza, tronco y pelvis con los marcadores definidos para los mismos (ver apartado 5.3.1).

Este programa lo componen varios pasos comunes a todos los modelos para el cálculo de las coordenadas tridimensionales⁽⁷⁶⁾:

a) *Alineación y calibración de las cámaras*: la fase de alineación consiste en corregir las imperfecciones de las cámaras y la fase de calibración permite la disposición de las cámaras en posiciones no prefijadas⁽³⁾, es decir, definir el volumen de trabajo o campo visual de las cámaras según el estudio que se vaya a llevar a cabo (Figura 11 y 13). La calibración de las cámaras permite identificar la posición de cada cámara en el sistema de referencia del laboratorio.

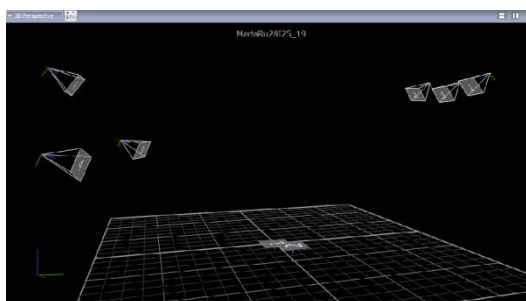


Figura 13. Imagen de la interfaz tridimensional de Vicon Nexus.

Por otro lado, el sistema de calibración⁽³⁾ también lo compone un dispositivo de fibra de carbono en forma de “T”, con cinco marcadores reflectantes. Esta varilla proporciona la referencia en el espacio de la ubicación de los tres ejes de movimiento (X, Y, Z) y define el volumen de trabajo (Figura 14).

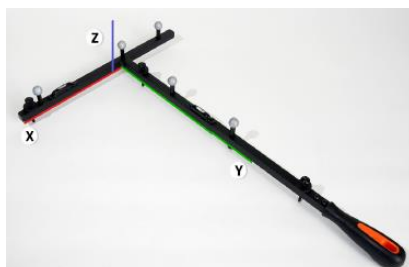


Figura 14. Varilla de fibra de carbono en forma de “T”.

b) *Adquisición de las coordenadas 2D*: el sistema detecta y registra en tiempo real la posición de los marcadores en la imagen de cada una de las cámaras. Antes de comenzar cualquier estudio, tras alinear y calibrar las cámaras, se debe hacer una revisión en el monitor de lo que está siendo capturado por cada una de las cámaras, de modo que se pueda verificar que se estén visualizando el total de los marcadores. La imagen de un marcador en cada cámara proporciona una imagen en 2D⁽⁶⁵⁾.

c) *Cálculo de las coordenadas en tres dimensiones mediante la reconstrucción*: cada marcador debe ser visto al menos por tres cámaras. Las informaciones aportadas por todas las cámaras se combinan para calcular las coordenadas en tres dimensiones de cada marcador⁽⁵⁷⁾. Al seleccionar la rutina “reconstrucción” Vicon recompone de forma automática las coordenadas tridimensionales de las trayectorias de los marcadores⁽¹¹⁸⁾, que aparecen en la imagen de video en forma de manchas brillantes una vez reconstruidos como se observa en la Figura 15.

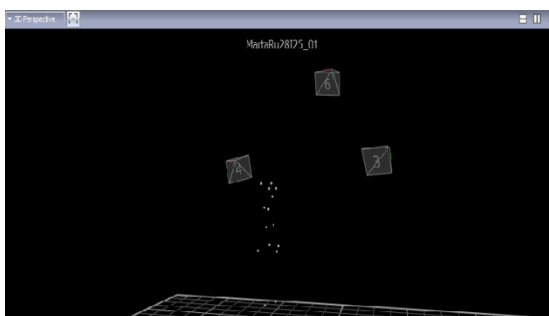


Figura 15. Imagen de la interfaz Vicon Nexus reconstruida.

d) *Identificación de los marcadores*: se trata de asignar un nombre anatómico concreto a cada marcador (Figura 16) definido por el modelo Plug-in-Gait. El procedimiento de etiquetado es manual. Una vez etiquetado, al seleccionar un marcador, se puede visualizar su trayectoria y almacena los datos en un archivo C3D. El etiquetado genera los bloques rígidos descritos en el apartado 5.3.1.

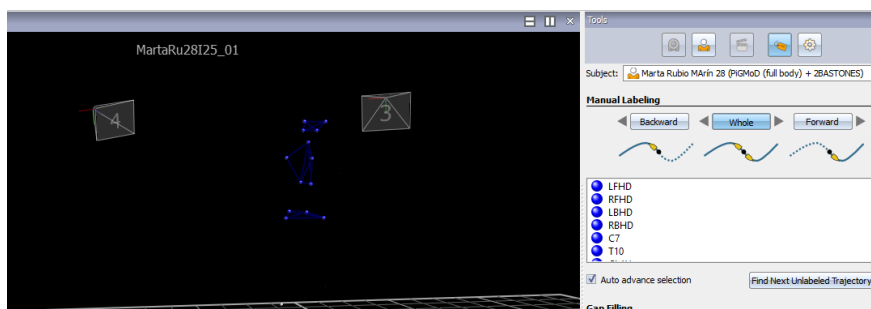


Figura 16. Etiquetado con los marcadores nombrados.

5.4.5 Marcadores reflectantes.

Los marcadores utilizados para el estudio son esferas de un centímetro de diámetro y están cubiertos por un material reflectante (Figura 18). En este caso, la luz que los reflejan proviene de puntos infrarrojos conectados a las cámaras del sistema de análisis de movimiento. Los marcadores corporales tienen que fijarse al cuerpo en los puntos anatómicos definidos en el modelo Plug-in-gait de Vicon (Tabla 6 y Figura 17), esto requiere un buen conocimiento de la anatomía^(52,57). En este caso, fueron adheridos al cuerpo mediante kinesiotape. Este método fue diseñado por la Dra. Chamorro-Moriana, debido a que el tejido del kinesiotape permite una buena maleabilidad y plasticidad para adaptarse a la piel, lo que evita tensión y caídas de los marcadores por el movimiento de la piel (Figura 18).

ACRÓNIMO	DEFINICIÓN	DESCRIPCIÓN
LFHD	Left front head (Zona anterior izquierda la cabeza)	Situado aproximadamente sobre la parte anterior de la sien izquierda
RFHD	Right front head (Zona anterior derecha de la cabeza)	Situado aproximadamente sobre la parte anterior de la sien derecho
LBHD	Left back head (Zona posterior izquierda de la cabeza)	Colocado en la parte posterior de la cabeza, aproximadamente en un plano horizontal de los marcadores frontales de la cabeza
RBHD	Right back head (Zona posterior derecha de la cabeza)	Colocado en la parte posterior de la cabeza, aproximadamente en un plano horizontal de los marcadores frontales de la cabeza
C7	7th cervical vertebrae (7º vértebra cervical)	Apófisis espinosa de la 7ª vértebra cervical
T10	10th thoracic vertebrae (10º vértebra torácica)	Apófisis espinosa de la décima vértebra torácica
CLAV	Clavicle (Clavícula)	Escotadura yugular donde cuando las clavículas se articulan con el esternón
STRN	Sternum (Esternón)	Apófisis xifoides del esternón
RBAK	Right back (Espalda derecha)	Colocado en medio de la escápula derecha, zona infraespinosa
LASI	Left ASIS (ASIS izquierdo)	Colocada directamente sobre la espina ilíaca anterosuperior izquierda
RASI	Right ASIS (ASIS derecho)	Colocada directamente sobre la espina ilíaca anterosuperior derecha
LPSI	Left PSIS (PSIS izquierdo)	Colocada directamente sobre la espina ilíaca posterosuperior izquierda
RPSI	Right PSIS (PSIS derecho)	Colocada directamente sobre la espina ilíaca posterosuperior derecha

Tabla 6: Código, posición y descripción de la localización del marcador según modelo Plug-in-gait^(43,122).

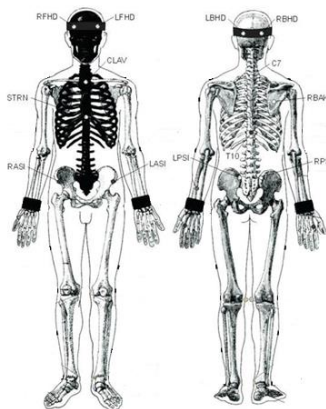


Figura 17. Imagen teórica de la localización según el protocolo Vicon de la posición de los marcadores

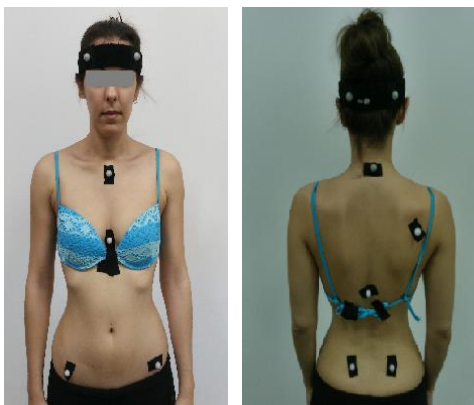


Figura 18. Imagen real de uno de los sujetos con los marcadores.

5.4.6 Pasillo de marcha.

El pasillo de marcha⁽³¹⁾ en el que el paciente realizaba los distintos tipos de marcha fue de 8,26 metros, confeccionado en madera con un tapiz antideslizante encima⁽¹⁹⁾. Esta medida es suficiente para lograr la ejecución de más de un ciclo completo de la marcha a cadencia libre. Puesto que fue diseñado para otro estudio de la línea de investigación de la Dra. Chamorro-Moriana, está compuesto por bloques de madera huecos para permitir el paso de cables de los distintos dispositivos que puedan utilizarse en las investigaciones⁽¹⁹⁾.

5.4.7 Indumentaria específica para los participantes.

Solicitamos a los participantes vestir con una indumentaria adecuada⁽⁶⁾:

- ✓ Bañador o pantalón corto: Todos utilizaron culotes y las mujeres además un top deportivo o bikini.
- ✓ Calzado cómodo y habitual^(48,67): zapatillas deportivas.

En este estudio, cada sujeto traía su propia indumentaria, sin embargo, si a alguno de los participantes se les olvidaban las zapatillas deportivas se les proveía de unos escaarpines que teníamos de cada número.

5.4.8 Cámaras de video digitales SONY.

Para completar el registro del movimiento se utilizó dos videocámaras digitales SONY colocadas en sentido longitudinal y transversal a la marcha del sujeto para recoger las imágenes reales de la deambulaci3n⁽¹²⁾. De esta manera al realizar el procesamiento de datos teníamos las

imágenes en tres dimensiones y las imágenes reales para cada modalidad y sujeto. Esto nos permitía comprender, analizar y describir mejor las peculiaridades de cada sujeto.

Las cámaras se colocaron⁽¹⁰³⁾ a unos dos metros de distancia del volumen de trabajo y a una altura de 1,5 metros. Se grabó simultáneamente en el plano sagital y en el plano frontal. Puesto que el sujeto andaba en un sentido y en otro: en el plano sagital, podíamos ver al sujeto del lado derecho a la ida y del lado izquierdo a la vuelta; mientras que en el plano frontal, la marcha fue visualizada de frente cuando el sujeto caminaba hacia la cámara y de espaldas cuando el sujeto se alejaba de la cámara.

5.4.9 Báscula digital Taurus Syncro Glass Complet.

En referencia a la báscula digital (Syncro Glass Complet), fue utilizada para registrar el peso corporal exacto del sujeto en el momento del estudio.

5.4.10 Cinta métrica y tallímetro.

Se utilizaron dos cintas métricas de mercería. Una, para recoger las mediciones que necesitaba el sistema de análisis de movimiento y otra, pegada en vertical en la pared a ras de suelo a modo de tallímetro, para medir al sujeto el día de la intervención.

5.4.11 Palpation Meter (Performance Attainment Associates, St. Paul, MN).

La herramienta utilizada (Figura 19) para registrar la distancia entre las espinas iliacas anterosuperiores derecha e izquierda y la distancia entre las espinas iliacas posterosuperiores derecha e izquierda fue el PALpation meter. Este dispositivo ancla sus vástagos al relieve óseo por lo que queda fijo para poder visualizar la distancia en el área circular que vemos en la imagen. La unidad en que mide es en centímetros.

Estos datos son necesarios para el cálculo de coordenadas en tres dimensiones del sistema de análisis de movimiento Vicon que se explica en la Fase I del siguiente apartado.



Figura 19. PALpation meter

5.5 PROCEDIMIENTO DE INTERVENCIÓN.

A continuación, se expone un diagrama de los pasos seguidos en la intervención. Este esquema pretende mejorar la comprensión del lector sobre el procedimiento llevado a cabo, tanto en la recogida de datos de los participantes como en la posterior gestión de los datos. En los siguientes apartados se describirán ampliamente. Los pasos a seguir serán numerados cronológicamente según el orden de ejecución, pese a que formen parte de diferentes fases del procedimiento:

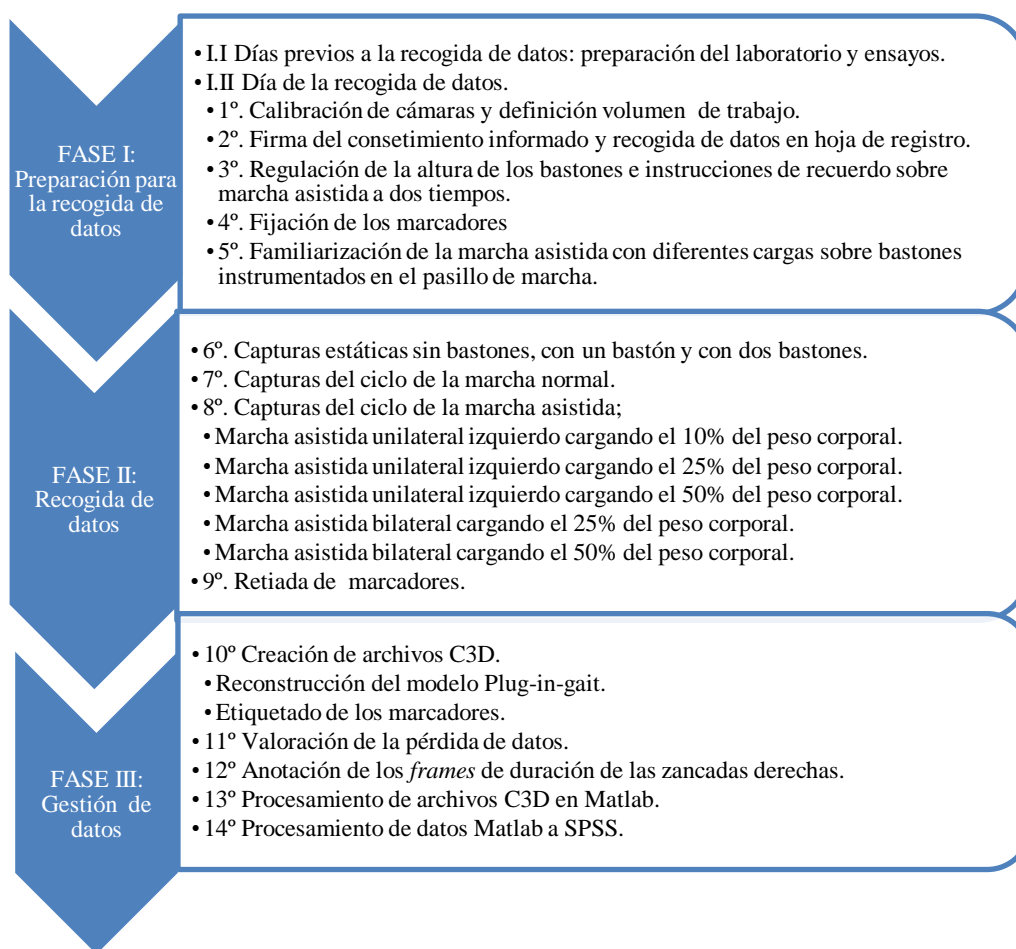


Figura 20. Esquema del procedimiento de intervención.

5.5.1 Fase I: Preparación para la recogida de datos.

En el siguiente apartado se describen los preparativos antes del momento de la recogida de datos.

Por un lado, se gestionó el acceso al laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla, a través de los correspondientes permisos.

Por otro lado, se seleccionó el personal de ayuda para la recogida de datos que en este caso debían ser cinco (Figura 21). En concreto, se necesitaba dos personas (1 y 2 de la figura 21) que controlasen los sistemas tecnológicos; el programa Vicon Nexus 1.8 en el ordenador y el GCH Control Software 1.0 en un portátil. Dichas personas debían estar instruidas en su manejo y conocer la interfaz de los mismos. De la misma forma, otra persona se ocupaba del manejo, colocación y grabación de las cámaras digitales (3 de la figura 21). Por último, dos personas controlaban la correcta ejecución de la marcha asistida, elevando una bandera roja si la marcha resultaba incorrecta como se explicará en apartados posteriores (4 y 5 de la figura 21).

Por último, se preparó todo el material necesario para la investigación: cámaras digitales, cinta métrica, báscula, marcadores, PALpation meter, impresión de hojas de registro y consentimiento informado, banderas rojas y esarpines de distintas tallas.

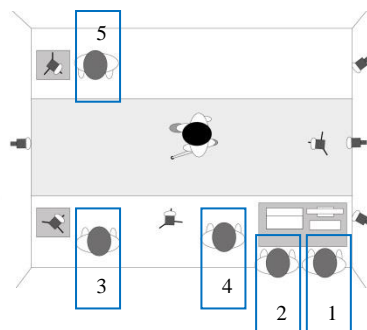


Figura 21. Colocación del personal de ayuda en el laboratorio.

Fase I.I Días previos a la recogida de datos: preparación del laboratorio y ensayos.

Días anteriores a la intervención con sujetos, se calibraron las cámaras del sistema de análisis del movimiento y, se orientaron las seis cámaras infrarrojas hacia el área central (volumen de trabajo) de forma que éstas pudieran “ver” el mayor número de marcadores corporales posibles, como se indica en el apartado 5.4.2. Esto fue posible gracias a ensayos de prueba días antes a la recogida de datos.

En dichos ensayos, se recortaban los trozos de 2,5x5 centímetros de kinesiotape que fueron pegados sobre la base de los marcadores. Para ello, se les realizaba un corte en la zona central donde se introduciría el marcador, de forma que éste quede entre la parte reflectante y la base del marcador. Estos se utilizaron para anclar los marcadores a los puntos anatómicos de referencia descritos en el apartado 5.4.5.

Se planificaron las citas de los participantes con varios días de antelación, acordando día y hora para la recogida de datos en el laboratorio. Cada sujeto era citado en diferentes días y cada tres horas. La razón de ello era evitar el inconveniente del diseño de medidas repetidas⁽¹⁴⁶⁾, los llamados efectos de arrastre, provocados por los efectos residuales de anteriores intervenciones realizadas ese día, o la propia fatiga.

Fase I.II Día de la recogida de datos.

1º Calibración de cámaras y definición del volumen de trabajo.

Cada día, previo a la llegada del participante, se calibraba el sistema Vicon Nexus, en sus diferentes parámetros, así como definir los ejes X, Z e Y⁽⁵⁷⁾ a través de la varilla de fibra de carbono en forma de “T” con marcadores adheridos (Figura 14). Primero, se colocaba en el suelo para que el sistema recogiera los ejes de movimiento y segundo, se delimita el volumen de trabajo (ver 5.4.2). El volumen de trabajo se definió en 1.5x1.5x2 metros en medio de la superficie del pasillo de marcha, moviendo la varilla de extremo a extremo, de derecha a izquierda y de arriba abajo. El objetivo del estudio era sólo medir un ciclo de la marcha humana, debido a eso, las mediciones se realizan dentro en este espacio (volumen de trabajo) con la ventaja de disminuir la cantidad de datos.

A continuación, se colocaron las cámaras digitales SONY en sentido transversal y longitudinal al pasillo de marcha. Con estas cámaras se grabaron al participante en cada modalidad de marcha asistida y en la marcha normal. La visualización de las imágenes a cámara lenta constituye con frecuencia una ayuda inestimable en la fase de interpretación de resultados⁽⁷⁶⁾. De esta forma, los resultados obtenidos por el sistema en tres dimensiones podían ser contrastados con las imágenes del paciente caminando en video⁽³⁾, puesto que si en la interfaz Vicon el participante realizaba un gesto extraño podíamos ver qué había pasado en la imagen real.

2º Firma del consentimiento informado y recogida de datos en hoja de registro.

A la llegada del participante al laboratorio, se le informaba sobre la intervención que se le iba realizar de forma oral y escrita a través del Consentimiento informado (Anexo 2). Una vez firmado este último, se le indicó el lugar para cambiarse de ropa, en caso de que no trajese zapatos adecuados, se les proporcionaba unos escaarpines de su número.

Acto seguido, se cumplimentaron los datos referentes al Anexo 1 sobre las medidas antropométricas como la talla y el peso, datos sociodemográficos como el sexo, datos de filiación, y un cuestionario sobre datos de interés relacionados con la marcha asistida. En cuanto a otras medidas antropométricas^(7,76) fueron la distancia entre espinas iliacas anterosuperiores y posterosuperiores medidas con el instrumento de medida PALpation meter, y la distancia desde espina iliaca anterosuperior a maléolo interno de cada pierna medida con la cinta métrica. Dichas medidas eran necesarias para el programa Vicon Nexus a fin de determinar, a partir de la posición de los marcadores, la localización en el espacio de los segmentos corporales^(11,55).

3º Regulación de la altura de los bastones e instrucciones de recuerdo sobre marcha asistida a dos tiempos.

Seguidamente, se regularon la altura de los bastones canadienses^(99,104) donde la empuñadura del bastón debe encontrarse a la misma altura que el pliegue de la muñeca estando en posición anatómica de referencia, es decir, el sujeto al apoyarse sobre el bastón debía mantener una flexión de codo entre 20º y 30º^(31,35). Esto conlleva un menor gasto energético, y por tanto, resulta más eficaz.

Con ellos, se le recordó^(4,45,95) al sujeto la forma adecuada de realizar la marcha asistida a dos tiempos^(18,34), con un bastón y con dos bastones⁽¹⁰⁾. Recordemos que la marcha asistida a dos tiempo el/los bastón/bastones apoya/n a la vez que el pie que se supone que está afectado⁽¹⁰⁴⁾, en este caso el derecho. Dichos ensayos fueron realizados en la entrada del laboratorio.

4º Fijación de los marcadores

Tras los ensayos de recuerdo de la marcha asistida a dos tiempos, se les colocó adherido con kinesiotape los 13 *marcadores* corporales sobre los participantes⁽³⁸⁾ en cabeza, tronco, pelvis (definidos en el apartado de material 5.4.3). El tejido de este material es más resistente al

sudor y moldeable para adaptarse a los distintos movimientos que acontecen durante la marcha (Ver Figura 18).

5° Familiarización de la marcha asistida con diferentes cargas sobre bastones instrumentados en el pasillo de marcha.

A continuación, se ensayaban los distintos porcentajes de peso con el bastón instrumentado sobre el pasillo de marcha. La razón de ello fue que el participante se familiarizara con las dimensiones y características del mismo. En concreto, estas pruebas se realizaban justo antes de comenzar la recogida de datos y durante los 5 minutos antes de cambiar a otra modalidad de marcha asistida^(18,22).

5.5.2 Fase II: Recogida de datos.

6° Capturas estáticas.

Al comienzo de la recogida de datos, justo antes de que el sujeto comenzase a caminar, se realizaron *seis capturas estáticas* en cada modalidad de marcha⁽⁷⁶⁾ del estudio; sin bastones, con un bastón en el lado izquierdo y con ambos bastones. El individuo se posicionaba de pie erguido, de frente y de perfil, para dichas capturas. Este paso era necesario para el sistema de análisis de movimiento para ubicar los marcadores corporales en el espacio y permitía ver las actitudes posturales normales del individuo. De esta forma, el sistema calculaba la posición relativa de los marcadores respecto al centro de masa y definía la posición de las articulaciones al relacionarlas con las mediciones antropométricas antes descritas.

Una vez realizados los pasos previos y las capturas estáticas, comenzaba la *recogida de datos* del estudio en cuanto a las diferentes modalidades de marcha:

7° Capturas del ciclo de la marcha normal.

En primer lugar, el sujeto empezaba a caminar por el pasillo de marcha de forma normal, es decir, sin bastones y a cadencia libre. La persona necesitaba un mínimo de cuatro o cinco metros al comienzo para acomodarse a la marcha y obtener su estilo habitual para caminar y, un mínimo de cuatro o cinco metros después de la zancada de estudio para no modificar su manera de andar⁽⁵⁷⁾. Por ello, el pasillo de marcha utilizado en este estudio fue más que suficiente para conseguir una marcha adecuada del participante. Una vez que el sujeto realizaba

varios recorridos, el técnico alentaba al sujeto a seguir caminando y comienza a grabar sin previo aviso.

El registro empezaba cuando contacta el talón derecho con el suelo y terminaba cuando volvía a contactar con el mismo talón dentro del área central del pasillo de marcha⁽⁴⁸⁾, recogiendo así la zancada derecha. Cada entrada y salida del volumen de trabajo constituía un ensayo.

El sujeto sigue caminando hasta que se registraron 10 intentos válidos mirando al frente. En este estudio, una de las consideraciones de ensayo válido fue que la zancada derecha estuviera dentro del volumen de trabajo (Figura 11), para ello, sin que los sujetos lo supieran, sólo se daban por válidos aquellas zancadas cuyo bastón entrara en el área central del pasillo, donde estaba ubicado el volumen de trabajo⁽³⁾. Otros sucesos incorrectos, y por tanto un ensayo no válido, fueron que la persona no mirase al frente, que se le despegase un marcador, que tropezara y que hiciera un gesto extraño con miembro superior. Cada ensayo incorrecto era anotado en una hoja y dos personas levantaban una bandera roja cuando sucedía (Anexo 3). Esto nos servía para, a la hora de reconstruir, saber cuáles eran válidos a priori y cuáles no.

8º Capturas del ciclo de la marcha asistida.

En segundo lugar, se calcularon los distintos porcentajes de carga al introducir la variable *peso* en el GCH Control Software 1.0. Por ejemplo, para una persona de 60kg, la carga sobre el bastón fue de 15 kilogramos cuando se solicitaba cargar el 25% de su peso corporal y de 30 kilogramos cuando era el 50% SPP. Con ello, se le pidió al sujeto andar sobre el pasillo de marcha a cadencia libre⁽⁹⁷⁾ con el número de bastones designado y la carga requerida según la modalidad de marcha asistida en la que nos encontrásemos (Figura 22). Todo ello, controlado mediante feedback visual en dicho programa^(17,18,95,107,108,110), así el sujeto era informado verbalmente de la carga ejercida sobre los bastones en un proceso dinámico, puesto que una de las personas de ayuda a la investigación (persona 4 de la figura 21) controlaba la carga correcta en la pantalla del ordenador e iba corrigiendo en ese instante al participante si excedía o no alcanzaba el porcentaje de carga solicitado. El margen de error que se permitió fue del 10% sobre la carga ajustada, tanto por exceso como por defecto.

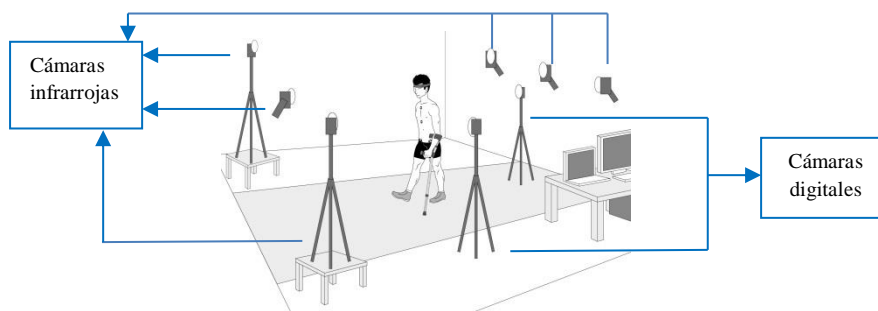


FIGURA 22. Vista lateral del laboratorio de análisis del movimiento.

En concreto, y a propósito de esta investigación, asumimos que al utilizar los bastones en la marcha asistida en sujetos sanos, el participante simulaba una afección en el miembro inferior derecho y por tanto, llevaba un bastón en el lado contrario^(23,35), es decir, en el lado izquierdo cuando deambulaba con una marcha asistida contralateral. Asimismo simulaba la afección de la misma extremidad inferior cuando realizaba una marcha bilateral.

Igualmente, el sujeto deambuló lo necesario para obtener al menos 10 ensayos correctos. La consideración de ensayo correcto venía definida por los sucesos descritos en el apartado 7º y otros específicos para la marcha asistida que a continuación se describen. Por un lado, aplicar la carga requerida en cada modalidad de marcha asistida controlada por el Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 y visualizado por el GCH Control Software 1.0. Es decir, se daba por válido la zancada derecha dentro del volumen de trabajo si realizaba la carga preestablecida, a saber: 10%, 25% y 50% del peso corporal. Por otro lado, realizar una marcha asistida dentro de los valores al menos aceptables de la escala CHAGS⁽³¹⁾ en los ítems descritos en el apartado 5.2.

Por tanto, las diferentes modalidades de marcha en esta investigación contemplaron la marcha normal y la marcha asistida en función del número de bastones de antebrazo y la carga ejercida en él/ellos⁽²³⁾. Caminaron en el siguiente orden:

1. Marcha normal.
2. Marcha asistida unilateral izquierda cargando el 10% del peso corporal.
3. Marcha asistida unilateral izquierda cargando el 25% del peso corporal.
4. Marcha asistida unilateral izquierda cargando el 50% del peso corporal.
5. Marcha asistida bilateral cargando el 25% del peso corporal.
6. Marcha asistida bilateral cargando el 50% del peso corporal.

9º Retirada de los marcadores.

Al terminar la recogida de datos se le retiraban los marcadores al participante, éste volvía a cambiarse de ropa y, por último, cada miembro del estudio se despedía de la persona. La retirada de los marcadores implicaba el deshecho del kinesiotape puesto que no pueden ser reutilizados para otra persona. Por ello, se volvía a colocar un trozo nuevo de kinesiotape sobre la base del marcador antes de la llegada del siguiente participante.

5.5.3 Fase III: Gestión de datos.

Una vez realizada la recogida de datos comienza la tercera fase del procedimiento donde se gestionan todos archivos necesarios para el posterior análisis de datos.

10º Creación de archivos C3D.

Una vez se hayan marchado todos los participantes del día, se reconstruirán los videos para hacer visibles los marcadores (ver apartado 5.4.4) y generar los archivos C3D.

Los datos que recogían las seis cámaras⁽³⁸⁾ se sincronizaban en un hardware específico de la empresa Vicon (Giganet) y se procesaban en el programa Vicon Nexus, donde mediante la reconstrucción de la posición en tres dimensiones de los marcadores, se obtienen los datos cinemáticos.

La reconstrucción es el procedimiento que necesita Vicon para la ubicación espacial de las coordenadas de los puntos anatómicos que tienen adheridos los marcadores⁽⁵⁷⁾. Esto implica generar visualmente cada marcador en la interfaz Vicon (Véase Figura 15). Seguidamente, se etiquetaba uno a uno cada marcador en cada ensayo según el protocolo "Plug in gait" de Vicon. El modelo PiG^(43,122) hace que el sistema reconozca la posición en tres dimensiones de los marcadores y genere los segmentos corporales definidos; cabeza, tronco, pelvis^(55,65) (Véase Figura 16) y por tanto, estimar la posición y orientación de los segmentos corporales a través de la posición de los marcadores⁽⁵⁷⁾.

Al etiquetar los marcadores el programa genera un archivo C3D que contiene las verdaderas trayectorias marcadores, y estas trayectorias virtuales de los marcadores representan los datos cinemáticos de dicha referencia anatómica.

11º Valoración de la pérdida de datos.

A continuación, cada ensayo reconstruido y etiquetado, era *evaluado visualmente* en la interfaz de Vicon para comprobar la pérdida de datos, puesto que si un marcador desaparecía durante la zancada debía ser etiquetado de nuevo. Este hecho provocaba el marcador volviese a aparecer en blanco en la interfaz Vicon y por tanto, se perdía la forma del bloque rígido que contenía ese marcador. Al etiquetarse de nuevo, se continuaba la trayectoria del marcador y se completaba la forma del bloque. La desaparición del marcador generaba un hueco, denominado “*gap*” en informática, en ese intervalo de tiempo donde no se puede visualizar y por tanto, no hay datos de ese marcador. Si el marcador desaparecía entre 1 y 6 *frames* (1 *frame* equivale a 0,01s) el programa Matlab, que después se utilizaba, era capaz de rellenar ese hueco y continuar la trayectoria sobre ese marcador.

Sin embargo, si el marcador desaparecía más de 6 *frames* no podía completarse la trayectoria por ningún programa. No obstante, y para una mayor comprobación, ese marcador se exportaba al programa *MLSviewer*, programa que lee e interpreta gráficamente la trayectoria de cada marcador que contiene el archivo C3D, con lo que se objetivaba si efectivamente era demasiado tiempo el que desaparecía o podía recuperarse en Matlab⁽⁵⁵⁾.

La siguiente figura muestra un ejemplo de un marcador que desaparecía más tiempo, más de 6 *frames*, de lo que el programa es capaz de unir (Figura 23). Se puede ver la caída de datos (flechas en rojo) y como no hay datos a partir de ahí.

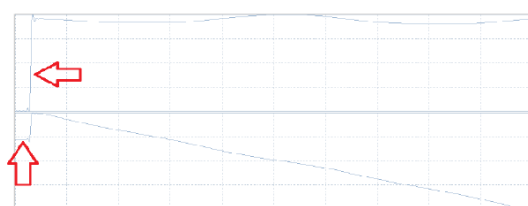


Figura 23. Ejemplo de marcador desaparecido vista en MLSviewer.

12° Anotación de los frames de duración de las zancadas derechas.

Por último, una vez reconstruido, etiquetado y visualizado las pérdidas de *frames* en Vicon y MLViewer, se creó una *tabla especificando los frames del ciclo* de la marcha. La definición de los eventos de la marcha es un punto de partida esencial para casi todos los aspectos del análisis de la secuencia del movimiento. Por convención⁽⁴⁸⁾, el contacto del talón del pie es generalmente tomado como punto de partida de un ciclo completo marcha y marca el inicio de la fase de apoyo, y finaliza con el contacto del talón del mismo pie. Las anotaciones de los *frames* de inicio y final de la zancada son necesarias para la normalización posterior en porcentaje del ciclo.

Por tanto, para poder realizar el siguiente paso de procesamiento de datos C3D a Matlab, se generó una tabla por cada sujeto y modalidad de marcha, donde en cada ensayo se indicaba en qué *frame* comenzaba el contacto del talón derecho al suelo y en cuál terminaba el mismo pie de nuevo con el contacto del talón.

Los archivos C3D creados en el apartado anterior, que contienen las trayectorias de los marcadores, son *exportados a Matlab* (versión 7.6.0 por Matemáticas- funciona) y traducidos al modelo mecánico^(48,65,72,103) lo que genera los datos cuantitativos de la cinemática de la marcha normal y asistida de los segmentos objeto de este estudio.

13° Procesamiento de archivos C3D en Matlab.

Previo a obtener los datos cinemáticos en Matlab se necesitaba describir la zancada en el mismo periodo de tiempo para todos los sujetos, esto es denominado normalización. Es decir, cada zancada derecha que se recogía en el sistema Vicon, duraba distinto tiempo para cada persona, medido en *frames* (0,01 segundo), por lo que se convirtieron en tanto por ciento para que todos se pudieran describir en función de un mismo criterio. Por ello, el primer paso a ejecutar en Matlab fue normalizar las zancadas en porcentaje del ciclo de la marcha (% ciclo) de 0 a 100 en su eje de abscisas (el eje X era el tiempo expresado en porcentaje). Con ello, el ciclo se representa en porcentaje de tiempo con lo que todas las zancadas duraban 0-100%^(34,35,75), donde el 0% era el inicio de la zancada derecha con el apoyo del talón derecho y terminaba en el 100% con el apoyo, de nuevo, del talón derecho que completa la zancada derecha.

La normalización por tanto, era la convertir los *frames* de la zancada en un porcentaje de tiempo igual a todos los sujetos (de 0 a 100%), con lo que se facilita el análisis conjunto de

las medias de la cinemática, y posibilita las comparaciones entre los distintos sujetos y modalidades de marcha. Los evaluadores, siguiendo instrucciones específicas, pueden identificar el contacto del talón del inicio y final de la zancada dentro de las tolerancias aceptables manualmente⁽⁴⁸⁾.

En esta sección se describe el proceso para acondicionar y calcular en Matlab los datos cinemáticos de los marcadores contenidos en los archivos C3D de Vicon. Estos métodos se dividen en tres categorías: la primera corresponde a identificar el centro de las articulaciones con un alto nivel de precisión; la segunda, minimizar los errores inducidos por el ruido introducido por el sistema de captura de movimiento^(43,57,65,118); y la tercera, generar las relaciones entre segmentos.

En cuanto a la primera categoría, los cuerpos rígidos se definen al menos con tres puntos anatómicos y un vector de dirección^(57,68), en este caso: cabeza, tronco y pelvis. Dichos puntos anatómicos definen la posición y orientan un bloque rígido en el espacio (ver 5.3.1).

En referencia a los aspectos geométricos y biomecánicos de la marcha humana definidos por Vicon: consideremos a una persona en una posición de pie como en la Figura 24. En base a un sistema cartesiano de coordenadas centrado en la pelvis, el eje que se dirige hacia delante define al eje X, el eje Z orientado hacia arriba, y el eje Y a la izquierda-derecha de la persona. Estos ejes definen los planos que se utilizan en el análisis biomecánico: el plano XY, llamado el transversal o plano horizontal, divide el cuerpo en partes superior e inferior; el plano YZ, llamado el plano coronal o frontal divide la parte anterior y posterior del cuerpo; y el plano ZX, llamado el plano sagital o medial, divide el cuerpo en izquierda y derecha.

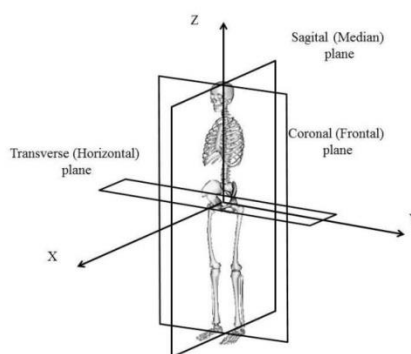


Figura 24. Ejes y planos de movimiento humano.

Sin embargo, además de lo anterior, para la pelvis se creó un punto virtual (PSI) colocado en el punto medio del segmento definido por LPSI y RPSI. A continuación, se creó un plano definido por LASI, RASI y PSI. Entre ellos se definen X, Y, Z, que son, respectivamente, la parte anterior, lateral y el eje vertical (Figura 25).

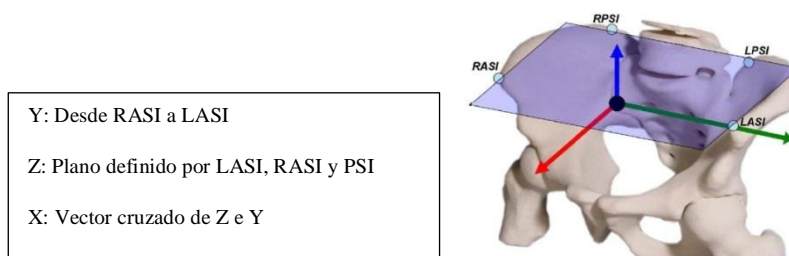


Figura 25. Marco de coordenadas de la pelvis.

En cuanto a la segunda categoría, puesto que la deformación de los huesos puede despreciarse para la mayoría de los movimientos humanos, el esqueleto puede ser modelado por el método sistema multicuerpo (ver apartado 2.3.2).

Por último, en cuanto a la tercera categoría, con los archivos C3D, se generó un *código en el programa Matlab* por parte del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla, para establecer el recorrido del movimiento angular de cada variable que hemos mencionado y para cada momento de la zancada. Para los movimientos de la cabeza y del tronco los códigos utilizados son los descritos por Vicon y adaptado a Matlab, pero para los movimientos pélvicos y hemipélvicos el equipo de Ingeniería Mecánica los elaboró específicamente para este estudio.

En cuanto al análisis del movimiento de la cabeza se estableció el ángulo relativo entre cabeza con respecto al tronco (ver apartado 5.3.1 y Figura 4). Los movimientos resultantes son (Figura 5): en el plano frontal, lateroflexión de la cabeza; en el plano sagital Flexoextensión de la cabeza; y en el plano transversal; la rotación de la cabeza.

Los movimientos entre el bloque tronco y la pelvis (ver apartado 5.3.1 y Figura 6) da lugar a los movimientos del tronco: en el plano frontal, lateroflexión del tronco (Figura 7); en el plano sagital flexoextensión del tronco; y en el plano transversal; la rotación del tronco.

Sin embargo, para el estudio de los movimientos pélvicos y hemipélvicos se crearon códigos específicos en relación a T10⁽⁴²⁾. Se definieron dos sistemas de referencia solidarios a cada una de las hemipelvis a partir de los marcadores ubicados en las espinas ilíacas anteriores y

posteriores más el marcador situado en T10, que se asumió como punto común a las dos hemipelvis. De igual forma, el bloque rígido pelvis se estudió con respecto a T10. La obtención de los movimientos relativos se llevó a cabo de la misma forma que en los casos anteriores.

Estos dieron lugar son los movimientos pélvicos (Figura 9): en el plano sagital anteversión y retroversión de la pelvis, así como la torsión pélvica; y en el plano transversal; la rotación pélvica.

Así mismo, se crearon los códigos para estudiar los movimientos de cada hemipelvis. Se definieron los bloques rígidos de la hemipelvis derecha con los marcadores que albergaba (RASI y RPSI) y de la misma forma se configuró el bloque rígido de la hemipelvis izquierda (LASI y LPSI), descritos en el apartado 5.4.3 y en la Figura 8. Para estudiar los movimientos de este bloque rígido se estableció la relación entre cada hemipelvis con respecto a T10. La resultante fueron los movimientos siguientes (Figura 10): lateroflexión de la hemipelvis derecha e izquierda, flexoextensión de la hemipelvis derecha e izquierda y rotación de la hemipelvis derecha e izquierda.

14° Procesamiento de datos Matlab a SPSS.

En referencia a los datos generados por Matlab, el gran volumen de archivos hizo necesario el procesamiento de datos en varias etapas. A continuación se expone un esquema donde se describe el proceso seguido que será descrito posteriormente a lo largo de este punto (Figura 26):

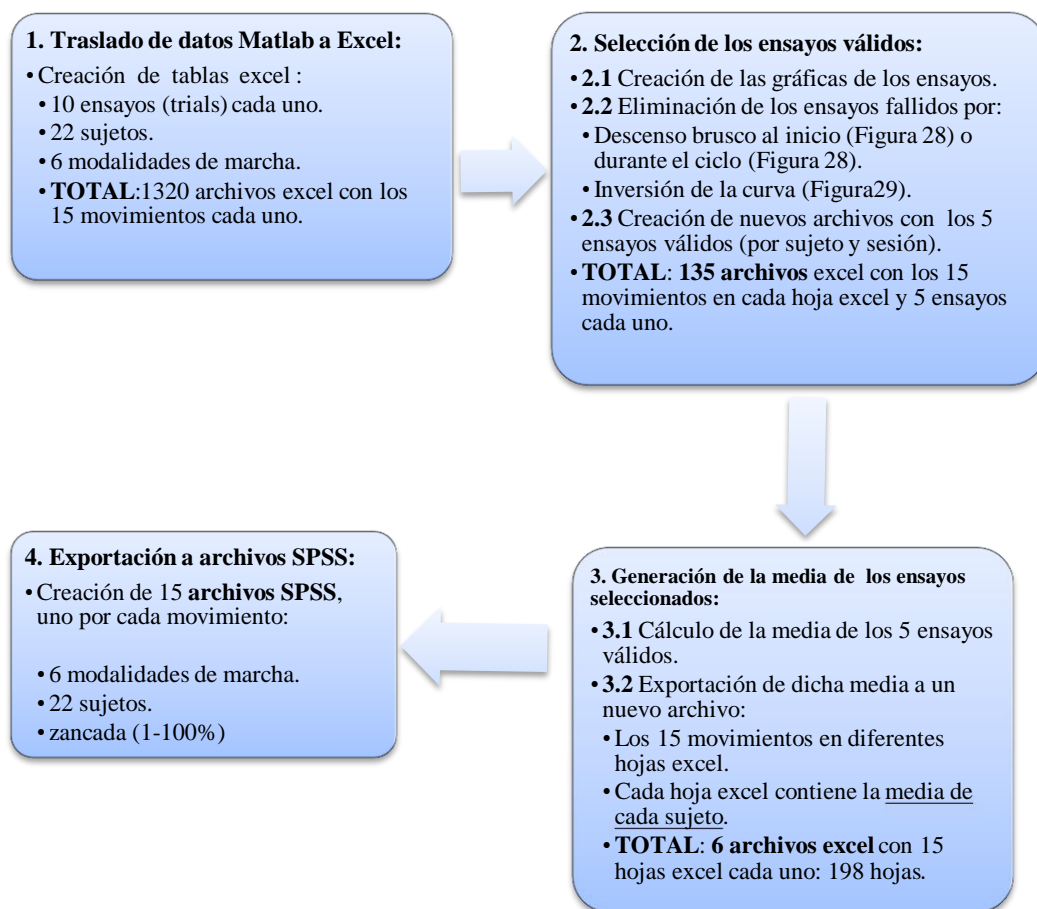


Figura 26. Procedimiento seguido en el tratamiento de los datos antes de su análisis estadístico.

1. Traslado de datos Matlab a Excel.

Al procesar los datos en Matlab se obtuvo un archivo Excel por cada ensayo⁽⁴⁷⁾. Estos contenían la angulación en cada momento del ciclo de marcha (del 1% al 100%) en cada uno de los 15 movimientos de estudio. Esto quiere decir que, si cada uno de los 22 sujetos anduvo 10 veces de forma correcta (10 ensayos), en cada una de las 6 modalidades de marcha, se obtuvieron 1320 archivos Excel. En concreto, al contener cada uno de estos archivos los datos de los 15 movimientos de estudio en columnas, se obtuvieron 19800 columnas de datos en total.

Comprensiblemente era un volumen de datos muy alto para poder manejar y analizar estadísticamente así que se procesaron hasta reducirlo a 15 archivos como se explica en este apartado. Es decir, una sola tabla por cada movimiento donde estaba la media de cada sujeto en cada modalidad de marcha, tanto en Excel como en SPSS 19.0. A continuación se explica el tratamiento de los datos (pasos 2, 3 y 4 de la figura 26):

2. Selección de ensayos válidos.

El segundo paso fue desechar los ensayos que describían una cinemática anómala. En concreto, fue necesario generar un gráfica por cada movimiento con todos los ensayos por cada sujeto de estudio para poder visualizar dichas anomalías (2.1).

Se consideraba anomalía: el descenso brusco de los datos al inicio o al final del ciclo (Figura 27 izquierda), como también durante el mismo (Figura 27 derecha); y la inversión de la curva que describe el gráfico (Figura 28).

La primera anomalía (Ver figura 27) fue debida al proceso a partir del cual se sacan todos los datos. La razón fue que existían ensayos en los que un marcador no se vía por tres cámaras y por tanto no obtiene datos de la relación entre los bloques que contiene dicho marcador. Esto ocurre en un tiempo mayor a 6 *frames* como se explica en apartados anteriores.

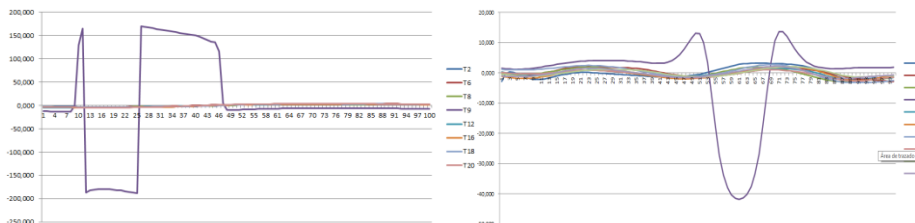


Figura 27. Imagen izquierda: ejemplo de descenso brusco al inicio del ciclo en el ensayo 9. Imagen derecha: ejemplo de descenso brusco durante el ciclo de la marcha en el ensayo 11.

La segunda anomalía (Figura 28) fue debida a un fallo en Matlab o bien en el archivo de origen C3D donde la inversión es provocada porque la rotación de la pelvis que se mueve alrededor de 0°, en este caso se mueve alrededor de 180°.

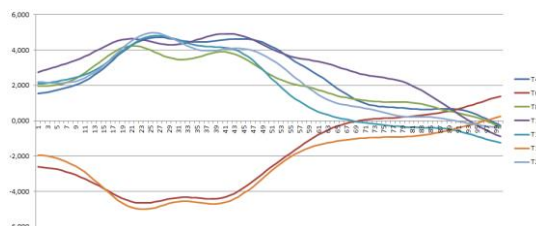


Figura 28. Ejemplo de inversión de la curva en los ensayos 6 y 18 en la anteversión-retroversión pélvica.

Tras este paso, se crearon nuevos archivos con cinco ensayos válidos por cada sujeto y modalidad de marcha (2.3).

3. Generación de la media de los ensayos seleccionados.

Una vez obtenidos los 5 ensayos válidos⁽³⁴⁾⁽⁹⁷⁾⁽⁶⁸⁾⁽²⁰⁾ de estudio se generó la media de dichos ensayos para tener un solo valor por sujeto en cada modalidad de marcha y por cada movimiento (3.1)^(21,38,96). Éstas se copiaron a un nuevo archivo Excel por cada modalidad de marcha (3.2) donde cada archivo contenía los 15 movimientos en diferentes hojas Excel con las medias de cada sujeto en cada momento del porcentaje del ciclo de la marcha. Con ello se obtuvieron seis archivos con 15 hojas Excel cada uno (198 en total).

5. Exportación a archivos SPSS.

Por último, previo a realizar el análisis estadístico en SPSS, se decidió crear un archivo Excel por cada movimiento para facilitar su posterior estudio. Los datos fueron exportados a un archivo SPSS por cada movimiento (15 archivos) para proceder al análisis de la cinemática que se explica en el apartado 5.8. Cada uno contiene la media de la zancada de la marcha, en porcentaje de tiempo de 0 a 100%, de cada sujeto y en cada modalidad de marcha.

5.6 GESTIÓN RELATIVA AL DESARROLLO DEL PROYECTO.

Previo consentimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, utilizamos las instalaciones de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla situada en la Avenida de los Descubrimientos s/n. En concreto, en el edificio de talleres y laboratorios, en el Departamento de Ingeniería Mecánica, en concreto en el Laboratorio 3 de la planta primera. Los materiales utilizados en dichos laboratorios fueron cedidos por el departamento durante el tiempo de la intervención y procesamiento de datos.

El desarrollo de la recogida de datos obtuvo una ayuda a la investigación por parte del Ilustre Colegio Profesional de Fisioterapeutas de Andalucía (Anexo 4). Número de referencia: 2573/14P/SG.

Las tres personas de ayuda a la investigación fueron contratadas por la doctoranda para el periodo de recogida de datos (ver apartado 5.5.1).

5.7 ASPECTOS ÉTICOS.

Se respetó la libre participación de los sujetos en el estudio y su anonimato. Se elaboró un modelo de consentimiento informado siguiendo la legislación vigente en materia de investigación biomédica^(20,97,117). La información oral y escrita así como la cumplimentación mediante firma personal de dicho consentimiento fue requisito indispensable para su participación en el proyecto (Anexo 2). Todo ello en acorde con la declaración de Helsinki⁽¹²⁴⁾ de principios éticos para investigación médica en seres humanos y respetando el tratado de Oviedo de protección de la dignidad e identidad.

La aprobación del comité ético^(10,12,20,67,94,96,124) por la junta de Andalucía el 26 de Mayo del 2015 (Anexo 4).

5.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS.

El análisis estadístico se realizó tanto con el programa SPSS 19.0 (IBM SPSS Statistics 19.0; SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) como con el software de cálculo Excel (Microsoft Corp., Redmond, Washington).

En cuanto a la primera parte de los resultados se realizó un análisis descriptivo de los datos antropométricos y demás datos recogidos en el Anexo 1.

Con objeto de describir el ciclo de la marcha, una curva promedio (media \pm desviación estándar) fue calculada para cada variable y modalidad estudiadas en cada momento del ciclo^(21,38,42,46,55,65,96). Cada curva fue el resultado de promediar todos los intentos válidos de los participantes por variable y modalidad de marcha, en concreto de 5 ensayos. Es decir, se realizó una descripción de las variables cinemáticas⁽³⁷⁾ durante la zancada⁽¹²⁾, en cuanto al movimiento angular en los tres planos de movimiento de la cabeza, tronco y pelvis, en cada modalidad de marcha. El ciclo de la marcha es representado en gráficas lineales en porcentaje de tiempo del 0 al 100%, resaltando la desviación típica durante la misma, así como diferenciando las dos fases de la marcha que nos sirven para realizar la descripción de la misma. De esta manera, queda reflejada la fase de apoyo en color azul, de 0 al 60%, y la fase de vuelo u oscilación en color rosa, del 61 al 100%. Un aspecto a señalar es el rango dinámico de movimiento^(39,96,97), que se calculó restando los valores máximo en cada dirección. Además, en cuanto a los valores máximos se detallan en qué momento del ciclo ocurrían.

En referencia a dar respuesta al segundo objetivo, primero, analizamos las posibles diferencias entre la marcha normal y cada modalidad de marcha asistida mediante el test de medidas repetidas en cada momento de la zancada. Previamente a la comparación entre medidas se contrastó que la diferencia entre ellas para cada participante se ajustaba a una distribución normal^(12,68). Esta prueba precisa de dos requisitos previos:

1. En nuestro caso debemos aplicar la prueba de Shapiro-Wilk dado que tenemos menos de 50 sujetos.
2. El segundo requisito fue la homogeneidad de varianzas. Si no existe homogeneidad, los grados de libertad fueron recogidos a fin de incrementar el grado de exigencia de la prueba.

Si se distribuían de forma normal, se aplicó una prueba t de Student de muestras relacionadas en cada momento (porcentaje de tiempo del ciclo) de la marcha con objeto de determinar los periodos en los que existían diferencias entre modalidades. Si las diferencias no se ajustaban a la normalidad, se utilizó un test de Wilcoxon en dicho momento del ciclo. El nivel de significación estadística para cada tramo fue establecido a $p \leq 0,05$ ^(35,38,42,55,67,74,96,103). El análisis de la significación estadística se completó con el cálculo del tamaño del efecto (TE) para muestras pareadas^(86,149) para evaluar la magnitud de las diferencias. Los criterios para interpretar el ES fueron: Trivial = 0.00 – 0.19, pequeño = 0.20 – 0.49, moderado = 0.50 – 0,79 y grande > 0,8.

Las comparación de las medias del ciclo normal y las distintas modalidades de carga en marcha asistida se representan gráficamente para su mejor comprensión^(42,55,73,74). Dentro de cada tramo significativo de una comparación se incluirá una estrella.

Segundo, con objeto de cuantificar el grado de diferencia entre cada modalidad de carga con la marcha normal, la diferencia absoluta fue calculada⁽¹⁴⁷⁾. Esta consiste en realizar la diferencia absoluta en cada momento y promediando el resultado de los 100 momentos^(10,12,14,94,97,147), con ello obtenemos un nuevo dato o factor para cada movimiento y modalidad de marcha asistida. Para contrastar si el grado de diferencia era distinto entre modalidades, un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas. Previamente a la comparación de las diferencias entre las modalidades se contrastó que los supuestos de normalidad fueron cumplidos. Si alguno de estos requerimientos no fueron satisfechos el test de Friedman fue utilizado. Cuando el Anova o la prueba de Friedman

indicaron diferencias significativas, se utilizó la prueba post-hoc de Bonferroni o la prueba de Wilcoxon, respectivamente, para comparar pares de modalidades. El nivel de significación estadística fue establecido a $p \leq 0.05$.

Por último, se dio respuesta al tercer objetivo, la simetría del movimiento⁽³⁹⁾, lo cuantificamos como la media de la diferencia angular entre las partes correspondientes, es decir, cuánto movimiento hay en un sentido (+ derecha) y en otro (- izquierda) a lo largo de la secuencia del movimiento^(77,79). Una prueba t de Student de muestras relacionadas fue utilizada para determinar la diferencia entre el movimiento hacia lado derecho e izquierdo^(42,55). Previamente se contrastó que la diferencia entre lados para cada participante se ajustaba a una distribución normal mediante el test de Shapiro-Wilk. Si las diferencias no se ajustaban a la normalidad, se utilizó el test no paramétrico de Wilcoxon. El nivel de significación estadística fue establecido a $p \leq 0.05$. La asimetría también se ha utilizado para evaluar la calidad de la marcha.

6.- RESULTADOS

6. RESULTADOS.

En este apartado iniciamos la descripción de la muestra de nuestro estudio para posteriormente describir los movimientos de los diversos segmentos en las distintas modalidades de marcha, finalizando con las comparaciones de las distintas modalidades de marcha asistida.

6.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.

La muestra, integrada por 22 sujetos, está compuesta por un 40,9% de hombres y un 59,1% de mujeres. Con una edad media para toda la muestra de 32 años y 6 meses (Media=32,50). La talla y peso medio de todos los sujetos está respectivamente en 166 centímetros y 65,730 kilos, para el total de la muestra (Tabla 7).

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Edad	22	24	57	32,50	6,795
Talla	22	151	185	166,36	9,048
Peso	22	48	88	65,73	12,781
Valid N (listwise)	22				

Tabla 7. Descripción de la muestra.

En lo que respecta al uso de bastones canadienses, un 68,20% había utilizado con anterioridad bastones de antebrazo. La razón de ello fue haber sufrido en el pasado alguna patología de miembro inferior, en todos los casos fue por esguince excepto una persona que lo utilizó por una meniscopatía. De estos sujetos, sólo 5 sujetos utilizaron un solo bastón contralateral a la lesión y 10 sujetos utilizaron dos bastones. Por otro lado, el 31,8% de los participantes conocían el uso de los bastones debido a la profesión que desempeñan o por conocimientos académicos. Los resultados del cuestionario de registro se pueden ver en el Anexo 6.

6.2 DESCRIPCIÓN DE LA MARCHA NORMAL.

Los resultados cinemáticos del ciclo de la marcha que van a presentados a continuación, se van a describir en función de las ya mencionadas fases de la marcha para la zancada derecha. La primera fase que acontece es la fase de apoyo con una duración del 0 al 60% del ciclo (en azul) mientras que la segunda fase ocurre del 61 al 100% del ciclo, denominada fase de oscilación o vuelo (en rosa).

El ciclo de la marcha va a ser representado en gráficas lineales donde el eje de ordenadas corresponde a los valores numéricos de ángulos de movimiento y el porcentaje de tiempo corresponde al eje de abscisa. La cinemática articular proporciona medidas descriptivas objetivas de la movilidad segmentaria de cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis^(3,42). Puesto que hay valores angulares muy dispares entre las distintas variables, se acota el eje de ordenadas a la amplitud de movimiento concreto que se esté describiendo, a fin de facilitar al lector la visualización del patrón de movimiento, de la misma forma la línea divisoria de los valores en el eje Y se establecen en un rango de 2° en 2°.

Se describirán en primer lugar los rasgos más característicos de cada movimiento y en segundo lugar, los valores máximos (Vmax) donde sean aclaratorios de la cinemática y la amplitud de cada uno de ellos.

Con respecto a los movimientos de lateroflexión (LF) y rotación (Rot) los valores positivos indican que el movimiento es hacia la derecha, mientras que los valores negativos son hacia la izquierda. En el plano sagital los valores positivos corresponden a la flexión (Flex), anteversión (Ant) o torsión hemipélvica anterior (TorHpel Ant), mientras que los valores negativos corresponden a la extensión (Ext), retroversión (Ret) o torsión hemipélvica posterior (TorHpel Post).

6.2.1 Análisis de los movimientos en el segmento cabeza-tronco.

Los movimientos analizados para este segmento se caracterizan por tener una triple senoide con valores cercanos a 0 grados para los movimientos de lateroflexión de la cabeza (LFCab) y flexoextensión de la cabeza (FlexCab/ExtCab).

En cuanto al plano frontal, se observa que la oscilación en LFCab derecha e izquierda es reducida obteniendo un rango de 1,62° (Figura 29).

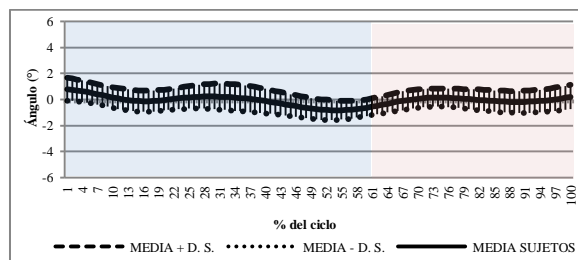


Figura 29. Movimiento de LFCab (derecha positivo-izquierda negativo).

En el plano sagital, llama la atención que se mantiene una mínima FlexCab en casi todo el ciclo, de nuevo con valores próximos a 0°, y cuya amplitud es de 0,73° (Figura 30). Se observa como la dispersión de los datos aumenta al inicio y final del ciclo.

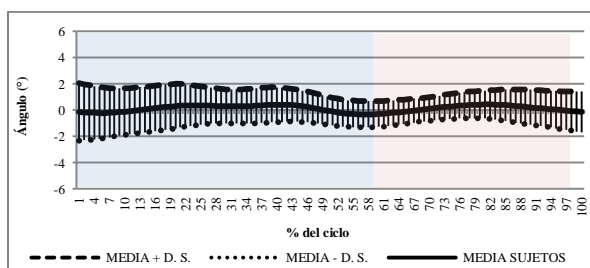


Figura 30. Movimiento de FlexCab/ExtCab (flexión positivo-extensión negativo).

Por último, en el plano transversal, la rotación presenta el mayor rango de movimiento para este segmento con 3,79° (Figura 31), así como la mayor desviación típica. El Vmax en rotación de la cabeza (RotCab) izquierda se produce en el 36% de la fase de apoyo con 2,04 ±1,31 grados y la RotCab derecha máxima al final de la fase de vuelo del ciclo en el 94% con 1,75 ±1,47 grados. La dispersión de los datos se mantiene por debajo de 1,5° a lo largo de toda la zancada.

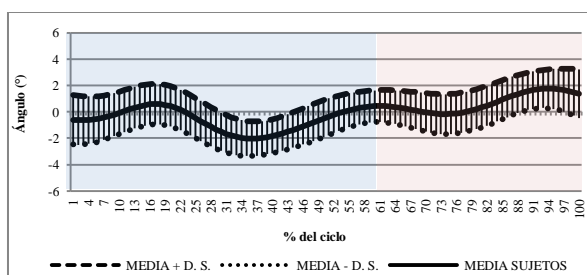


Figura 31. Movimiento de RotCab (derecha positivo-izquierda negativo).

6.2.2 Análisis de los movimientos en el segmento tronco-pelvis.

Con respecto al segmento tronco-pelvis se observa que la cantidad de movimiento en una dirección y en otra es parecida, así como una desviación típica entre $\pm 0,60^\circ$ y $\pm 1,60^\circ$. Este segmento tiene un patrón de movimiento de forma similar a la pelvis en los planos sagital y transversal.

La mayor amplitud de movimiento para este segmento se da en la lateroflexión del tronco (LFTR) con $11,83^\circ$ (Figura 32). El patrón de movimiento característico en el plano frontal es que comienza en LFTR derecha (alcanza el Vmax en el 21% del ciclo con $6,40 \pm 1,88$ grados), al final de la fase de apoyo los valores angulares se mantienen próximos a cero en LF izquierda, y por último, en la segunda fase del ciclo, va aumentando en LFTR izquierda hasta alcanzar un Vmax en el 79% de $5,43 \pm 1,57$ grados.

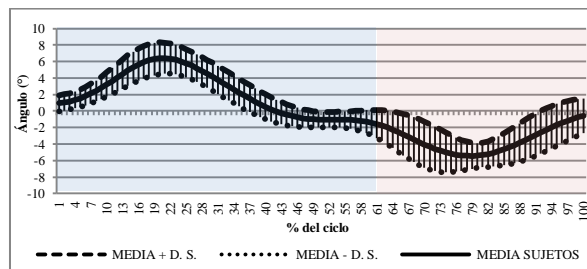


Figura 32. Movimiento de LFTR (derecha positivo-izquierda negativo).

El movimiento de flexoextensión del tronco (FlexTR/ExtTR) describe una senoide y media, con valores próximos a cero (Figura 33). Presenta una mínima ExtTR al inicio, luego permanece en flexión durante la mitad del ciclo, alcanzando el Vmax en el 45% del ciclo con $0,92 \pm 0,66$ grados y vuelve a ExtTR al final del ciclo de la marcha donde el Vmax se obtiene en el momento 73 con un valor angular de $0,94 \pm 0,93$ grados. El rango que alcanza por tanto es de $1,86^\circ$.

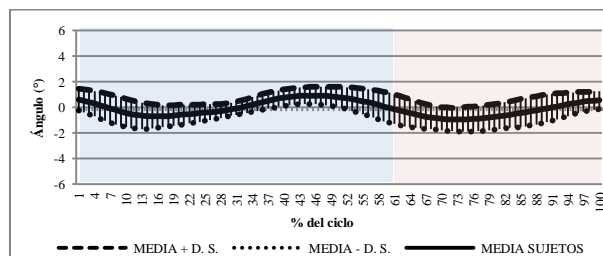


Figura 33. Movimiento de FlexTR-ExtTR (flexión positivo-extensión negativo).

La característica principal de la rotación del tronco (RotTR) es que presenta una única curva sinusoidal y el cambio de dirección ocurre en el 34%, momento que es próximo a la mitad

de la fase de apoyo (Figura 34). El valor máximo en RotTR se presenta en los primeros momentos de la fase de apoyo, concretamente en el 11% del ciclo obteniendo $4,84 \pm 1,47$ grados, mientras que el Vmax en RotTR derecha se da en los primeros momentos de la fase de vuelo, en el 66%, con $4,96 \pm 1,58$ grados, lo que genera un rango de movimiento de $9,8^\circ$.

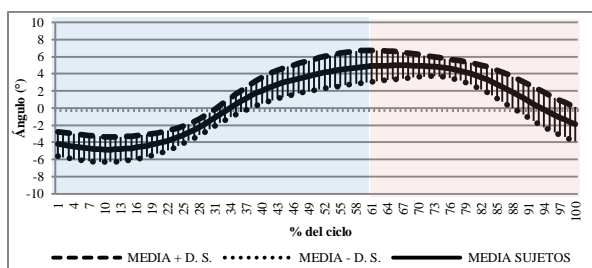


Figura 34. Movimiento de RotTR (derecha positivo-izquierda negativo).

6.2.3 Análisis de los movimientos en el segmento pelvis.

Los movimientos del tronco y pélvicos describen un patrón de movimiento similar en el plano sagital y transversal. Sin embargo, la amplitud angular de la flexoextensión y la rotación son menores en el bloque pelvis con respecto a los mismos movimientos en el segmento tronco-pelvis.

La anteversión pélvica (AntPel) se mantiene hasta el 42% del ciclo de la marcha llegando a $5,32 \pm 2,26$ grados de Vmax en el momento 21. Tal y como ocurría en el segmento anterior, los últimos momentos de la fase de apoyo se mantiene en ligera retroversión pélvica (RetPel) con valores cercanos a 0 grados, luego va aumentando en esta dirección hasta alcanzar el Vmax en RetPel en el 78% con $4,36 \pm 2,46$ grados. La amplitud resultante es $9,68^\circ$ (Figura 35). Cabe destacar que la desviación típica aumenta en la segunda fase de la zancada.

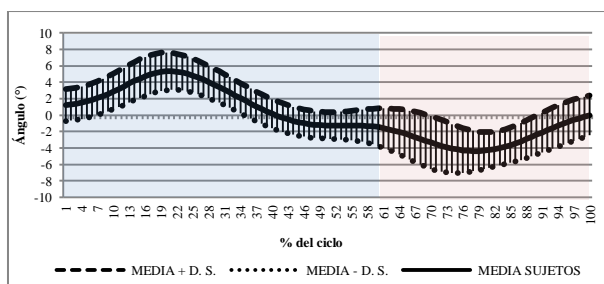


Figura 35. Movimiento de AntPel-RetPel (anteversión positivo-retroversión negativo).

La rotación pélvica (RotPel) en el plano transversal describe una sola sinusoide con dirección opuesta al segmento tronco-pelvis, así la primera fase es en RotPel derecha alcanzando el Vmax $3,16 \pm 1,75$ grados en el 26%, luego cambia a RotPel izquierda en 43% y alcanza su Vmax en el 77% con $3,96 \pm 2,47$ grados, por lo que el rango es $7,12^\circ$ (Figura 36). Se

puede observar como la dispersión de los datos aumenta a partir del último tercio de la fase de apoyo.

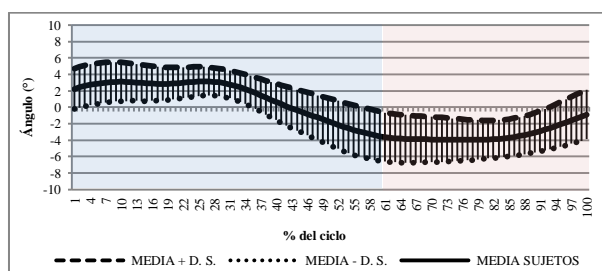


Figura 36. Movimiento de RotPel (derecha positivo-izquierda negativo).

6.2.4 Análisis de los movimientos en el segmento hemipelvis.

La torsión de las hemipelvis (TorHpel) presenta mucha oscilación de movimiento pero con valores próximos a 0 grados. Comienza con una mayor TorHpel posterior y llegando a un valor máximo en los primeros momentos del ciclo de $1,24 \pm 0,49$ grados, cambia a TorHpel anterior en el 31% y el movimiento va fluctuando hasta que alcanza su Vmax de $0,77 \pm 0,9$ grados en el 75% del ciclo. El rango es de $2,01^\circ$ (Figura 37). En la primera mitad de la fase de vuelo observamos un aumento en la desviación típica.

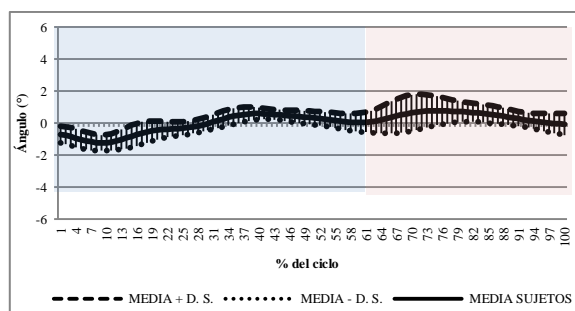


Figura 37. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda (derecha positivo-izquierda negativo).

A continuación, se describe primero la hemipelvis derecha (HpelD) y posteriormente la hemipelvis izquierda (HpelI) para cada uno de los movimientos. Las gráficas son ordenadas de forma que siempre aparece a la izquierda la hemipelvis derecha y a la derecha del documento la hemipelvis izquierda.

En cuanto al plano sagital, cabe destacar que el rango en flexoextensión es parecido en ambas hemipelvis, en concreto es de $5,29^\circ$ para la HpelD (Figura 38) y de $5,45^\circ$ para la HpelI. No obstante, las direcciones del movimiento son inversas entre ellas y no superan los 3 grados hacia la flexión o hacia la extensión. Se observa que el patrón de movimiento es más lineal desde la flexión hacia la extensión en la HpelD, mientras que en la HpelI cae bruscamente hacia

la extensión en la primera parte de la fase apoyo. En la fase de apoyo se produce una Flex de 1 grado mayor en la HpelI que en la derecha, pero al contrario ocurre en la Ext. El movimiento cambia de dirección en el 43% para la HpelD y, en el 35% para la HpelI con una pendiente más brusca (Figura 39).

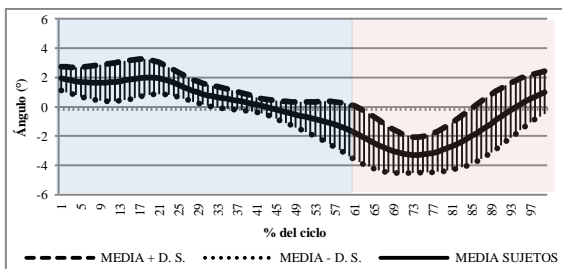


Figura 38. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha (flexión positivo-extensión negativo).

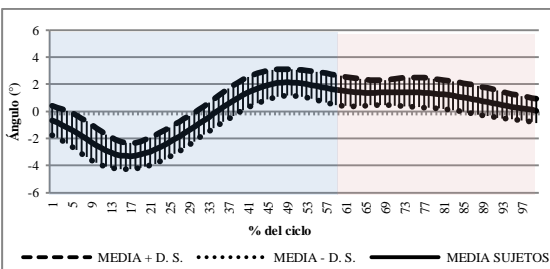


Figura 39. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda (flexión positivo-extensión negativo).

6.3 DESCRIPCIÓN DE LA MARCHA ASISTIDA.

A continuación, se detallan los movimientos para cada segmento en la marcha asistida, agrupándolo según el uso de uno o dos bastones, de forma que se expongan y visualicen los cambios producidos en función de la carga aplicada sobre el bastón o bastones de antebrazo. En concreto, se expondrán en el siguiente orden; 10%, 25% y 50% de carga unilateral izquierda o contralateral y; 25% y 50% de carga sobre dos bastones o bilateral.

6.3.1 Análisis de los movimientos en el segmento cabeza-tronco.

En referencia a este segmento, en primer lugar se describe el movimiento de lateroflexión de la cabeza (LFCab), a continuación la flexoextensión de la cabeza (FlexCab y ExtCab) y por último, la rotación de la cabeza (RotCab). Los valores que podemos observar en la cinemática son cercanos a 0.

6.3.1.1 Descripción del movimiento angular de lateroflexión de la cabeza.

En cuanto a la marcha asistida contralateral, por un lado cabe destacar que el movimiento de lateroflexión de la cabeza comienza hacia la derecha y luego se produce una lateroflexión izquierda. Tanto en la modalidad del 10% como en la del 25% de carga (Figura 40 y 41), el cambio de dirección se produce en el 56% del ciclo, mientras que en el 50% SPP (Figura 42) se produce antes, concretamente en el 48% del ciclo.

Por otro lado, se observa que a medida que aumenta la carga sobre un bastón la amplitud va disminuyendo, específicamente el rango es $3,18^\circ$, $2,57^\circ$, y $2,06^\circ$, respectivamente. También se visualiza un aumento en la dispersión de datos conforme aumenta la carga en todo el ciclo, aunque más llamativa desde la mitad del mismo. Los valores máximos en LFCab derecha se alcanzan en el mismo momento del ciclo para todas las cargas, en el 5%, al igual que ocurre en el Vmax de LFCab izquierda que se alcanza en el 73%. Dichos valores oscilan entre 1-1,4 grados en LFCab derecha y entre 1-1,3 grados en LFCab izquierda.

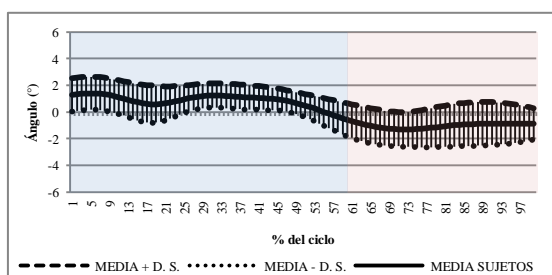


Figura 40. Movimiento de LFCab con 10% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

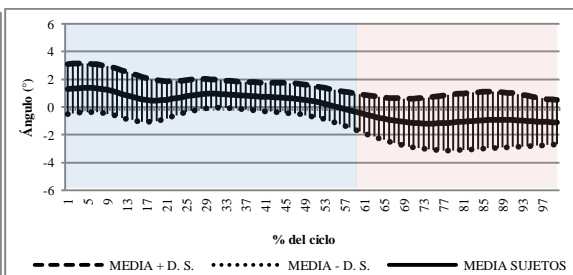


Figura 41. Movimiento de LFCab al 25% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

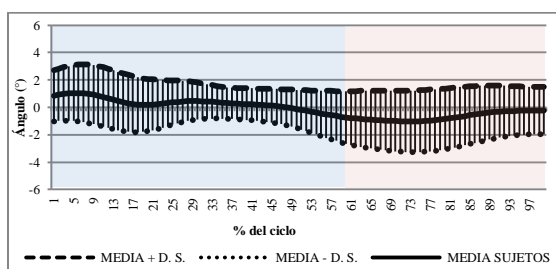


Figura 42. Movimiento de LFCab al 50% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

En cuanto a la marcha asistida bilateral se observa la disminución en la desviación típica a lo largo de todo el ciclo de la marcha, no llega a $\pm 1^\circ$, lo que implica una menor dispersión de los datos. Se observa la menor amplitud de movimiento en el plano frontal al cargar los dos bastones el 25% del peso corporal ($1,7^\circ$) y aumenta hasta los $2,08^\circ$ al 50% SPP (Figura 43 y 44,

respectivamente), por lo que aumenta la amplitud al aumentar la carga. En ambos casos con valores cercanos a 1 grado de LFCab tanto hacia la derecha como hacia la izquierda.

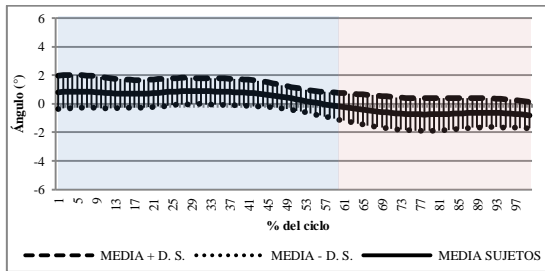


Figura 43. Movimiento de LFCab al 25% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

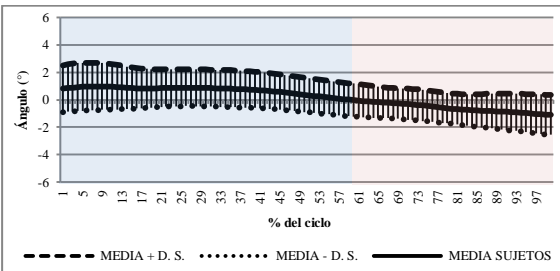


Figura 44. Movimiento de LFCab al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.3.1.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión de la cabeza.

En cuanto a la flexoextensión de la cabeza, los valores se mantienen muy próximos a cero sobre todo en la fase apoyo en el 10% de carga (Figura 45), en la segunda mitad del ciclo en el 25% de carga (Figura 46) y del 15 al 75% del ciclo en el 50% SPP (Figura 47). Con ello, las amplitudes que se obtienen son de 0,69°, 0,9° y 3,12°, respectivamente. Tanto el 10% como el 25% de carga, el ciclo empieza y termina en extensión. El aumento de amplitud en la última modalidad de carga se produce por un aumento de los valores máximos tanto en flexión como en extensión sólo al inicio y final de la zancada. La dispersión de los datos aumenta en la fase de apoyo en el 10% de carga y a lo largo de todo el ciclo en el 50% SPP.

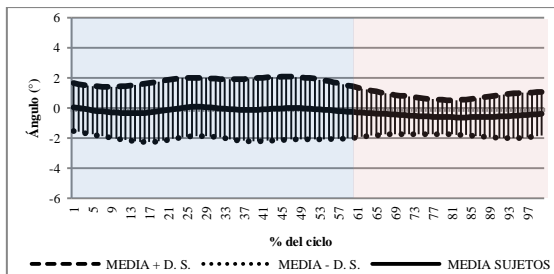


Figura 45. Movimiento de FlexCab-ExtCab con 10% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

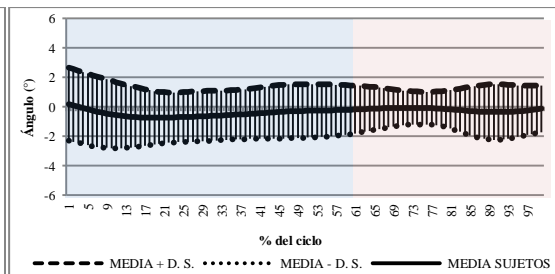


Figura 46. Movimiento de FlexCab-ExtCab con 25% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

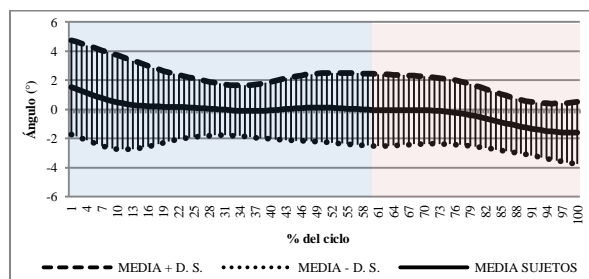


Figura 47. Movimiento de FlexCab-ExtCab al 50% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

La marcha asistida bilateral solo permanece en FlexCab al inicio de la fase de apoyo, y hasta el final en ExtCab, con valores parecidos en amplitud a la marcha contralateral al 50% de carga, 3 grados con 25% de carga sobre los dos bastones (Figura 48) y 2,87° cargando el 50% del peso corporal sobre los dos bastones (Figura 49). En el primer caso se mantiene en extensión de 0,5 grados desde el 13% hasta el 70% del ciclo mientras que, con 50% se mantiene alrededor de 1,5 grados en extensión desde el final de la fase de apoyo hasta el final del ciclo.

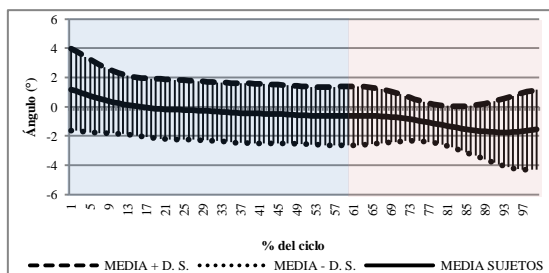


Figura 48. Movimiento de FlexCab-ExtCab al 25% de carga bilateral (flexión positivo-extensión negativo)

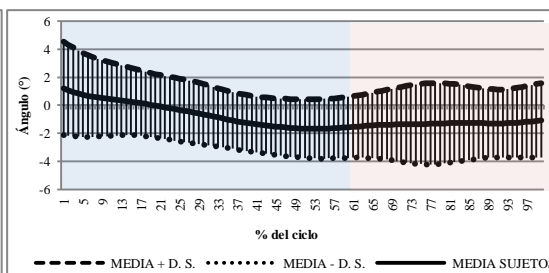


Figura 49. Movimiento de FlexCab-ExtCab al 50% de carga bilateral (flexión positivo-extensión negativo).

6.3.1.3 Descripción del movimiento angular de rotación de la cabeza.

En el plano transversal, la marcha asistida provoca la disminución de la amplitud conforme aumenta la carga sobre un bastón, pero va aumentando la desviación típica. En todas las modalidades de carga se produce una brusca RotCab izquierda al inicio del ciclo con un valor máximo de $2,34 \pm 1,81$ grados para el 10%, de $1,81 \pm 2,34$ grados cargando el 25% y de $1,29 \pm 2,03$ grados al 50% SPP. En el 10% de carga (Figura 50) la dirección va cambiando progresivamente a RotCab derecha mientras que, para el 25% y 50% de carga (Figura 51 y 52), en la segunda mitad de la fase de apoyo se mantiene con valores cercanos a 0° para luego aumentar la RotCab derecha, obteniendo un máximo de $1,31 \pm 1,8$ grados en el 75% y $1,17 \pm 1,83$ grados en el 77% del ciclo, respectivamente. La amplitud del movimiento en RotCab es de $4,33^\circ$ en el 10% de carga, de $3,12^\circ$ en el 25% de carga y de $2,46^\circ$ en el 50% de carga.

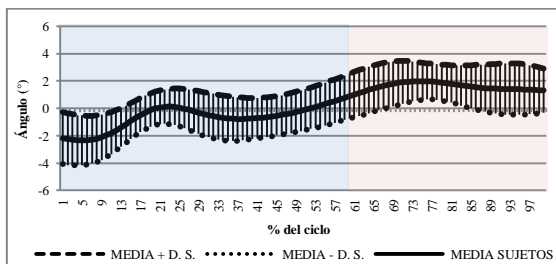


Figura 50. Movimiento de RotCab con 10% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

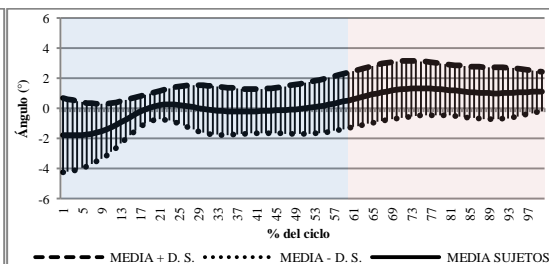


Figura 51. Movimiento de RotCab al 25% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

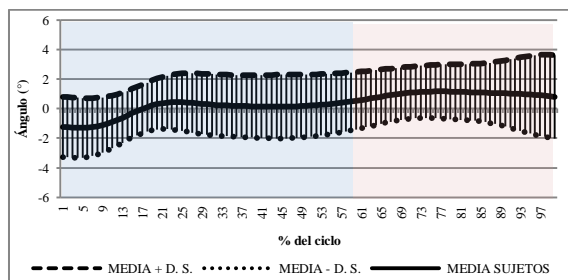


Figura 52. Movimiento de RotCab al 50% de carga con un bastón (derecha positivo-izquierda negativo).

La RotCab en la marcha asistida bilateral describe un movimiento similar al 10% de carga, con una amplitud también similar de $4,32^\circ$ (Figura 53) cargando al 25% del peso corporal y $4,43^\circ$ al caminar con dos bastones con el 50% SPP (Figura 54). Permanecen en RotCab izquierda hasta el 56% del ciclo. Los valores máximos en ambas direcciones son muy similares.

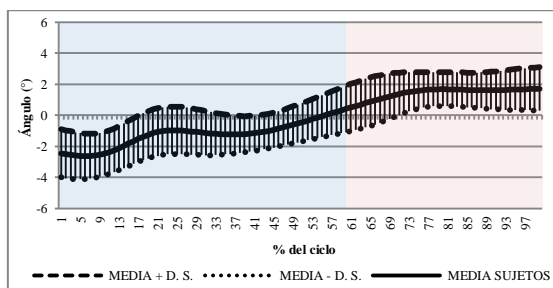


Figura 53. Movimiento de RotCab al 25% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

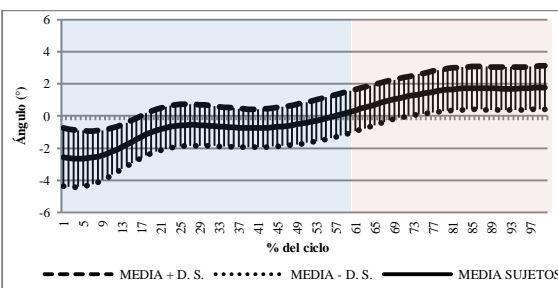


Figura 54. Movimiento de RotCab al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.3.2 Análisis de los movimientos en el segmento tronco-pelvis.

A continuación se exponen los diferentes movimientos del tronco en función del número de bastones utilizados y la carga ejercida sobre estos. En primer lugar, se agrupan los movimientos de lateroflexión del tronco (LFTR), luego la flexoextensión del tronco (FlexTR y ExtTR) y por último la rotación del tronco (RotTR).

6.3.2.1 Descripción del movimiento angular de lateroflexión del tronco.

La lateroflexión del tronco describe una curva hacia la derecha, seguida de una zona que se mantiene en LF izquierda con valores cercanos a 0° , para luego aumentar en LF izquierda, igual que en la marcha normal. En concreto, la marcha asistida contralateral alcanza en la fase de apoyo un V_{max} de LFTR derecha muy similar entre todas las cargas entre $4,17$ y $4,73 \pm 2,13$ grados en el 22% del ciclo. La máxima LFTR izquierda se observa al final de la fase vuelo en todos los casos y también similar entre ellas; 91% entre $3,46$ y $3,67 \pm 2,08-2,31$ grados. Esto genera una amplitud de $8,19^\circ$ para el 10% de carga, $8,44^\circ$ en el 25% y $7,78^\circ$ al 50% SPP (Figuras 55, 56, y 57).

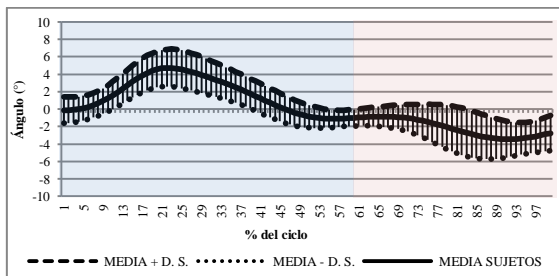


Figura 55. Movimiento de LFTR con carga libre unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

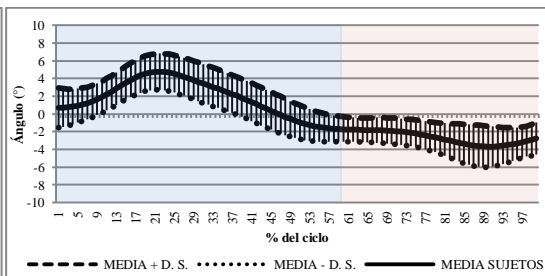


Figura 56. Movimiento de LFTR al 25% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

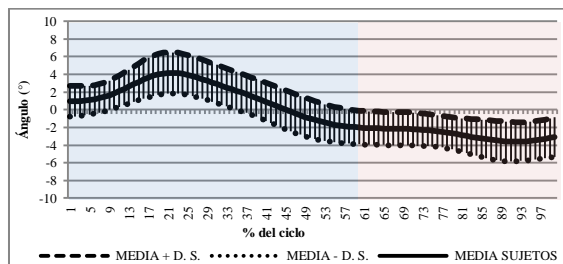


Figura 57. Movimiento de LFTR al 50% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

La marcha asistida bilateral describe la misma cinemática que de forma contralateral, sin embargo la zona con valores cercanos a 0° se reduce. Los valores máximos son similares a la marcha contralateral y ocurren en momentos similares del ciclo. La amplitud es de 8,49° con 25% del peso corporal (Figura 58) y de 7,43° con 50% SPP (Figura 59).

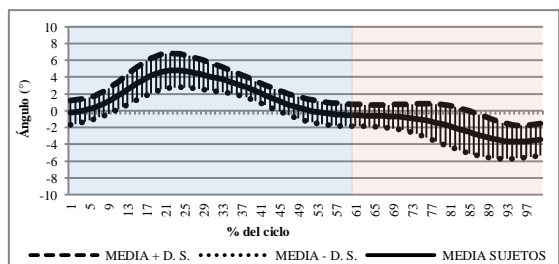


Figura 58. Movimiento de LFTR al 25% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

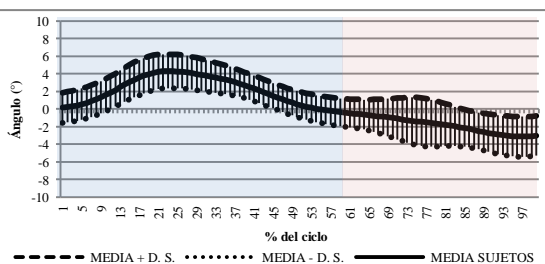


Figura 59. Movimiento de LFTR al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.3.2.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión del tronco.

Al inicio del ciclo el segmento tronco-pelvis produce la máxima flexión, y continúa oscilando en flexoextensión obteniendo dos puntos de inflexión en cada dirección. La característica principal es que conforme se aumenta la carga, los valores a mitad del ciclo van cambiando de FlexTR a valores cercanos a 0° en la marcha contralateral, mientras que aumenta la FlexTR en marcha bilateral. La dispersión de los datos aumenta al aumentar la carga tanto en marcha unilateral como bilateral. La amplitud en marcha contralateral es de 3° para el 10% (Figura 60), 3,66° para el 25% (Figura 61) y 3,7° para el 50% (Figura 62). El rango en marcha bilateral es de 0,93° con 25% de carga (Figura 63) y de 3,02° con 50% de carga (Figura 64).

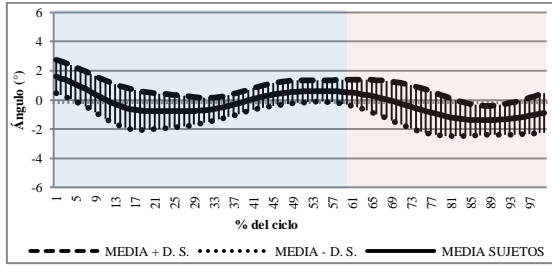


Figura 60. Movimiento de FlexTR-ExtTR con 10% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

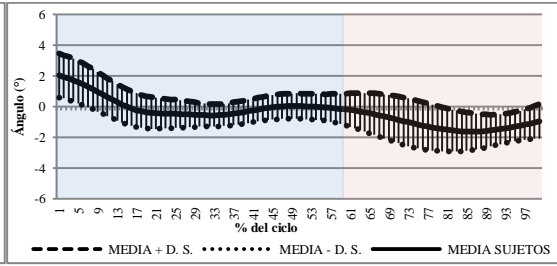


Figura 61. Movimiento de FlexTR-ExtTR al 25% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

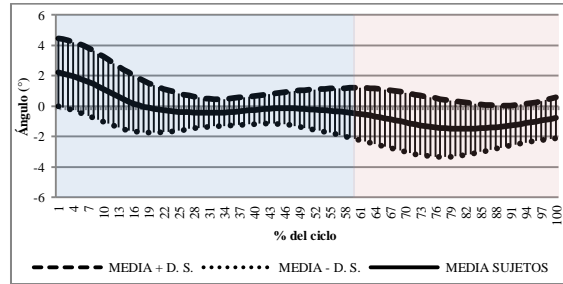


Figura 62. Movimiento de FlexTR-ExtTR al 50% de carga unilateral (flexión positivo-extensión negativo).

La marcha asistida con dos bastones produce un aumento en flexión en la mitad del ciclo, y un aumento de la Ext en la fase de apoyo en el 50% SPP. Sin embargo la máxima flexión se obtiene en el 55% del ciclo en la modalidad de 50% de carga, no como en el resto de modalidades que se obtiene al inicio.

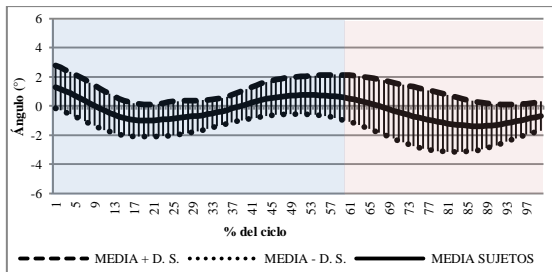


Figura 63. Movimiento de FlexTR-ExtTR al 25% de carga bilateral (flexión positivo-extensión negativo).

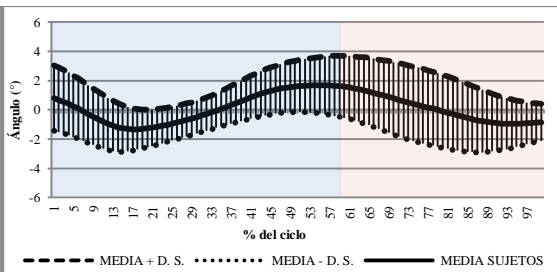


Figura 64. Movimiento de FlexTR-ExtTR al 50% de carga bilateral (flexión positivo-extensión negativo).

6.3.2.3 Descripción del movimiento angular de rotación del tronco.

La marcha asistida contralateral produce una sinusoide, donde la primera parte de la zancada se mantiene en RotTR izquierda y la segunda parte en RotTR derecha, cambian de dirección en el 47% del ciclo en la marcha contralateral y en el 50% en marcha bilateral. Conforme aumenta la carga disminuye la amplitud, al igual que en la marcha bilateral, con lo que los valores máximos en cada dirección también disminuyen, por tanto en la marcha asistida contralateral disminuye desde un rango de 8,19° (Figura 65), 7,44° (Figura 66) y 6,28° (Figura 67), para la marcha bilateral 7,36° (Figura 68) y 6,66° (Figura 69).

En concreto, cargando el 10% del peso corporal la máxima RotTR izquierda es de $4,45 \pm 1,27$ grados en el 17% del ciclo, en el 16% del ciclo con $4,8 \pm 1,31$ grados para el 25% de carga y de $3,85 \pm 1,32$ grados en el 15% del ciclo con el 50% SPP. En cuanto al valor máximo en RotPel derecha es de $3,74 \pm 1,34$ grados en el 86% de la zancada, $3,36 \pm 1,25$ grados en el 91%, y de $2,43 \pm 1,18$ grados, respectivamente

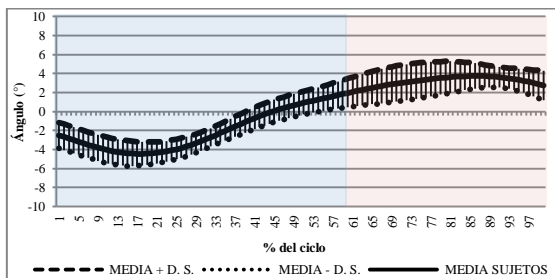


Figura 65. Movimiento de RotTR con 10% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

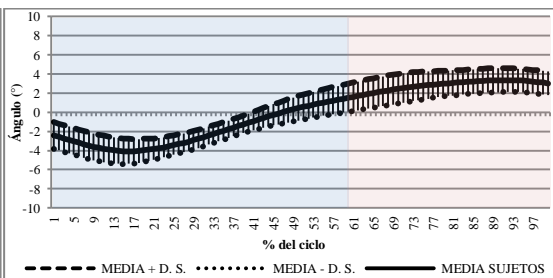


Figura 66. Movimiento de RotTR al 25% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

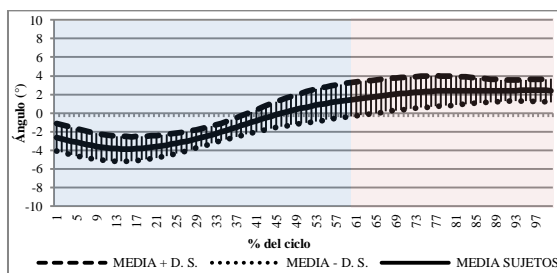


Figura 67. Movimiento de RotTR al 50% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

La marcha con dos bastones cargando el 25% del peso corporal alcanza la máxima RotTR izquierda en el 18% del ciclo con $3,73 \pm 1,11$ grados, y alcanza su Vmax derecha de $3,62 \pm 1,56$ grados en el momento 86. Mientras que caminar con dos bastones al 50% SPP genera una RotTR máxima izquierda de $3,5 \pm 1,03$ grados en el 17%, y Vmax derecha en el 86% con $3,16 \pm 1,87$ grados. Ambos valores en ambas cargas son parecidas al rango en marcha contralateral al 25% y 50%.

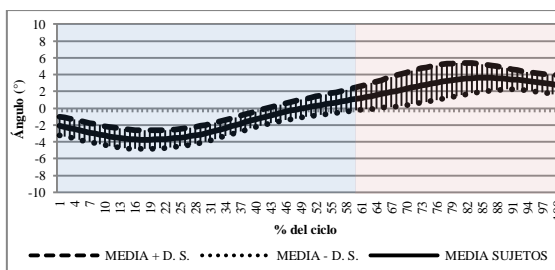


Figura 68. Movimiento de RotTR al 25% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

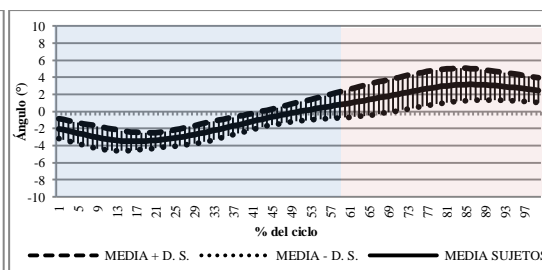


Figura 69. Movimiento de RotTR al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.3.3 Análisis de los movimientos en el segmento pelvis.

Los diferentes movimientos para este segmento lo componen la anteversión y retroversión pélvica (AntPel y RetPel) en el plano sagital, y la rotación pélvica (RotPel) en el plano transversal.

6.3.3.1 Descripción del movimiento angular de anteversión-retroversión pélvica.

En el plano sagital, en la marcha asistida unilateral izquierda con el 10% y 25% de carga, la pelvis se comporta en AntPel hasta el inicio de la fase de vuelo, el cambio a retroversión se produce linealmente en el 65% y 78% respectivamente. Sin embargo, al cargar el 50% sólo existe anteversión. La amplitud del movimiento va disminuyendo conforme se aumenta la carga, aunque los valores máximos en anteversión, en el 24% del ciclo, son mayores que los de la retroversión, que se producen en los momentos finales del ciclo.

De esta forma, al cargar el 10% del peso corporal (Figura 70) la AntPel llega a $5,89 \pm 2,96$ grados y la RetPel a $2,94 \pm 2,51$ grados, por lo que el rango es de $8,83^\circ$. Cargando el 25% del peso corporal (Figura 71) el Vmax en AntPel es $6,3 \pm 2,91$ grados y el Vmax de RetPel es $1,40 \pm 3,14$ grados, con una amplitud de $7,70^\circ$. Por último, cargar sobre un bastón el 50% SPP (Figura 72) genera un Vmax AntPel de $7,05 \pm 3,08$ grados y un valor mínimo en AntPel de $0,8 \pm 2,91$ grados, por lo que el rango es de $6,25^\circ$.

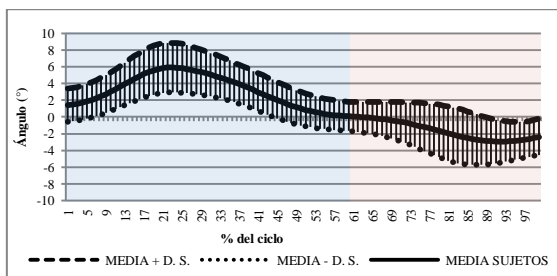


Figura 70. Movimiento de Ant-RetPel con 10% de carga unilateral (anteversión positivo-retroversión negativo).

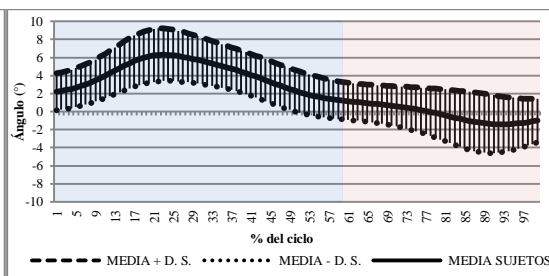


Figura 71. Movimiento de Ant-RetPel al 25% de carga unilateral (anteversión positivo-retroversión negativo).

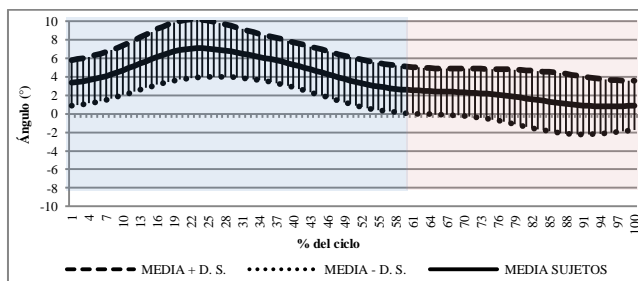


Figura 72. Movimiento de Ant-RetPel al 50% de carga unilateral (anteversión positivo-retroversión negativo).

En cuanto a la marcha asistida bilateral (al 25% y 50% de carga) ambas amplitudes son parecidas al 10% y 25% de carga en la marcha unilateral izquierda, en concreto 8,5° y 7,35° para el 25% y 50%, respectivamente. Con 25% de carga (Figura 73) se mantiene en AntPel hasta el 59% del ciclo, y para el 50% de carga (Figura 74) la pelvis permanece en AntPel hasta la mitad de la fase de vuelo.

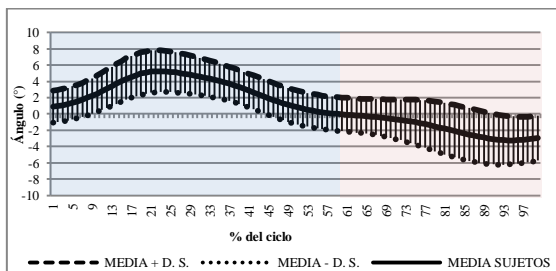


Figura 73. Movimiento de Ant-RetPel al 25% de carga bilateral (anteversión positivo-retroversión negativo).

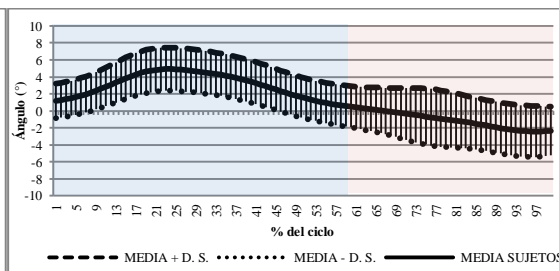


Figura 74. Movimiento de Ant-RetPel al 50% de carga bilateral (anteversión positivo-retroversión negativo).

6.3.3.2 Descripción del movimiento angular de rotación pélvica.

Continuando con la RotPel en marcha asistida contralateral en el plano transversal, genera una curva que comienza en RotPel derecha y luego RotPel izquierda, por lo que comienza en dirección opuesta al segmento tronco-pelvis y se mantiene el mecanismo de contrarotación. Así mismo, conforme aumenta la carga disminuye la amplitud en la marcha contralateral y bilateral, siendo el mínimo con el 50% SPP unilateral. En este caso, se observa como la desviación típica aumenta en la fase de vuelo y los valores máximos se van retrasando en el tiempo conforme aumenta la carga. Los valores máximos son similares en un sentido y en otro en cada modalidad, reduciéndose como hemos dicho conforme aumenta la carga.

Así, al cargar 10% del peso corporal el rango 9,54° (Figura 75), al 25% del peso corporal la amplitud es de 7,7° (Figura 76) y, en cuanto a cargar el 50% SPP obtiene 6,43° (Figura 77).

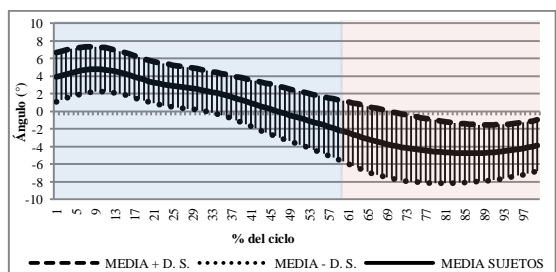


Figura 75. Movimiento de RotPel al 10% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

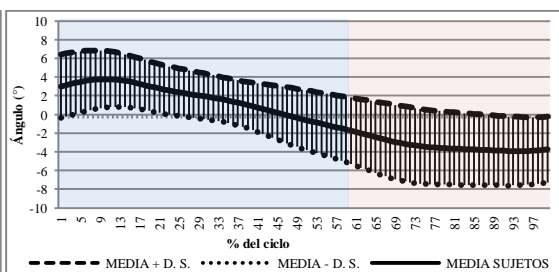


Figura 76. Movimiento de RotPel al 25% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

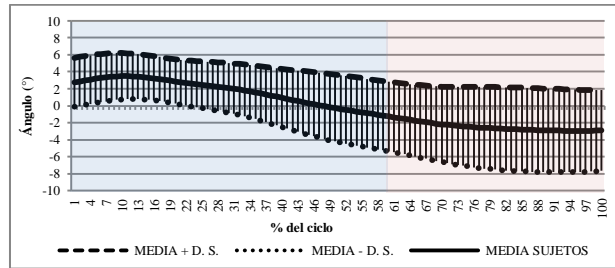


Figura 77. Movimiento de RotPel al 50% de carga unilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

En la marcha asistida bilateral vuelven a aumentar los valores máximos de forma similar en ambas direcciones, lo que genera una amplitud de $9,97^\circ$ cargando el 25% (Figura 78) y $8,95^\circ$ con el 50% (Figura 79). Ambos porcentajes de carga generan una RotPel derecha en el 12% del ciclo, una RotPel izquierda en el 88%, y el cambio de dirección ocurre en el 55% del ciclo.

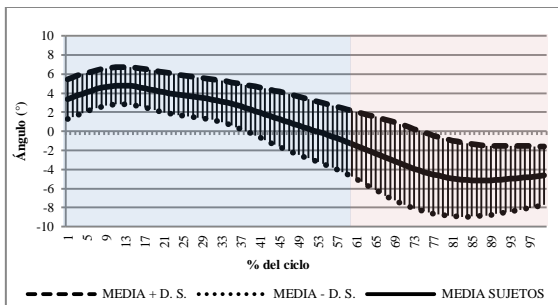


Figura 78. Movimiento de RotPel al 25% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

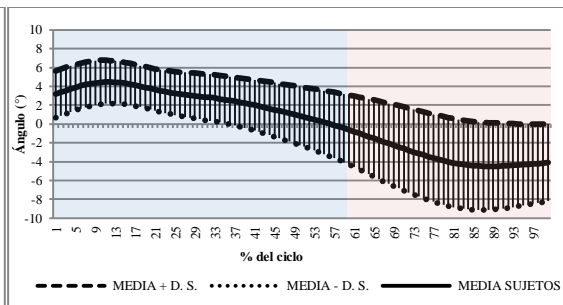


Figura 79. Movimiento de RotPel al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.3.4 Análisis de los movimientos en el segmento hemipelvis derecha e izquierda.

A continuación, en los movimientos de rotación de las hemipelvis, se agrupan ambas hemipelvis; hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda en la misma descripción, para poder visualizar mejor las similitudes o diferencias entre ellas. Las gráficas se presentan en el margen izquierdo la hemipelvis derecha y en el margen derecho la hemipelvis izquierda.

6.3.4.1 Descripción del movimiento angular de torsión hemipélica.

La TorHpel para la zancada derecha comienza siendo posterior pero cambia a TorHpel anterior casi a mitad de la fase de apoyo (33%) con muy poca amplitud de movimiento entre $1,2^\circ$ y $1,6^\circ$ como valores máximos en cada dirección. En este caso, la marcha asistida contralateral al 10% de carga tiene un rango de $2,25^\circ$ (Figura 80), para el 25% de carga de $2,66^\circ$ (Figura 81) y en el caso de cargar el bastón el 50% SPP un rango de 3° (Figura 82).

En todas las modalidades de marcha asistida y carga, excepto el 50% unilateral, se observa un aumento en la dispersión de los datos a mitad de la fase de oscilación.

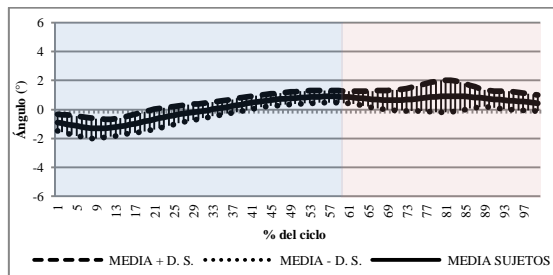


Figura 80. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda al 10% de carga unilateral (derecha anterior-izquierda posterior).

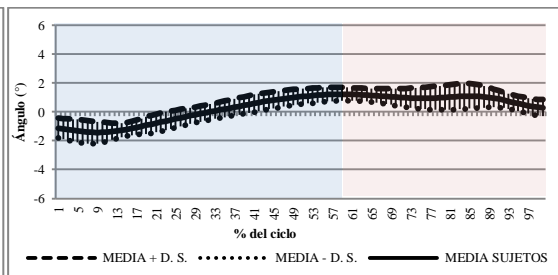


Figura 81. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda al 25% de carga unilateral (derecha anterior-izquierda posterior).

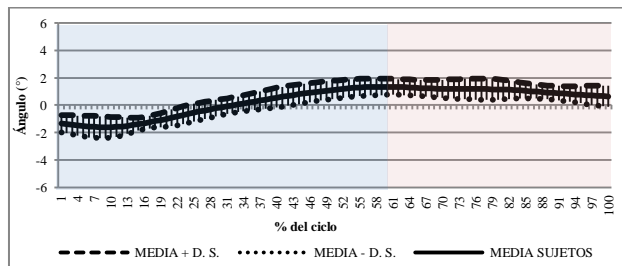


Figura 82. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda al 50% de carga unilateral. (derecha anterior-izquierda posterior).

En la marcha asistida bilateral el movimiento máximo oscila entre 1,16° y 0,7° y, una amplitud tanto al 25% como al 50% de carga de 1,85° (Figura 83 y 84).

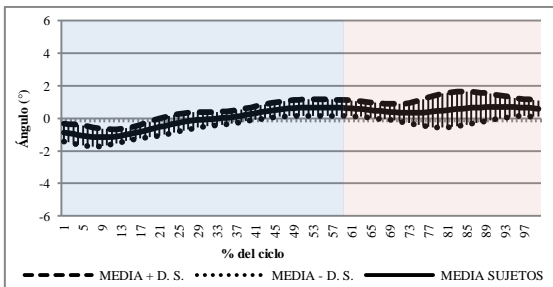


Figura 83. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda al 25% de 50% de carga bilateral (derecha anterior-izquierda posterior).

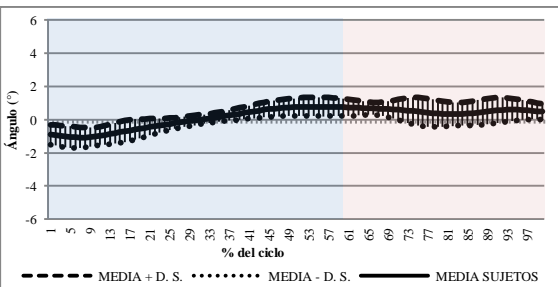


Figura 84. Movimiento de TorHpel derecha e izquierda al 50% de carga bilateral (derecha anterior-izquierda posterior).

6.3.4.2 Descripción del movimiento angular de flexoextensión de las hemipelvis.

El movimiento en el plano sagital durante la marcha asistida unilateral, la hemipelvis derecha obtiene la mayor amplitud con el 25% de carga y la hemipelvis izquierda va disminuyendo la amplitud conforme aumenta la carga, casi la mitad de amplitud que la HpelD.

El patrón de movimiento se invierte entre las hemipelvis, de forma que la HpelD comienza en Flex máxima y va cambiando gradualmente a Ext, mientras que la HpelI comienza bruscamente en Ext y cambia a Flex en los últimos momentos de la fase apoyo, donde va reduciendo sus valores angulares gradualmente desde los 2° hasta 0°. Los momentos en que se producen los máximos en flexoextensión son los mismos para la HpelD (1 y 85%) y para la HpelI (21 y 45%). Sin embargo, el cambio de dirección se adelanta en la HpelD conforme aumenta la carga y se atrasa conforme se aumenta la carga para la HpelI.

A continuación se presentan en la tabla 8 los Vmax en flexoextensión de cada hemipelvis:

	HEMIPELVIS DERECHA		HEMIPELVIS IZQUIERDA		
	Vmax FlexHpel	Vmax ExtHpel	Vmax FlexHpel	Vmax ExtHpel	
MARCHA CONTRALATERAL	10%	2,49 ±1,28	3,18 ±1,36	1,71 ±0,87	2,98 ±1,43
	25%	3,15 ±1,27	3,51 ±1,53	1,06 ±1,1	2,63° ±1,16
	50%	3,37 ±2,21	3,24 ±1,78	0,85 ±1,87	1,96 ±1,42
MARCHA BILATERAL	25%	2,02 ±1,54	3,02 ±2,07	1,63 ±1,6	3,24 ±1,15
	50%	0,56 ±1,9	2,57 ±2,4	2,29 ±1,98	3,22 ±1,25

Tabla 8. Valores máximos para la FlexHpel-ExtHpel (grados).

La marcha asistida contralateral genera en la HpelD (Figura 85) al 10% de carga un rango de 5,68°, mientras que en HpelI (Figura 86) es de 4,7°. En cuanto al 25% de peso corporal la amplitud aumenta en la HpelD (Figura 87) a 6,66°, mientras que en la HpelI (Figura 88) disminuye a 3,7°. Por último, la HpelD (Figura 89) alcanza una amplitud de 6,61°, mientras que la HpelI (Figura 90) llega a 3,52° cuando se carga el 50% del peso corporal sobre el bastón izquierdo.

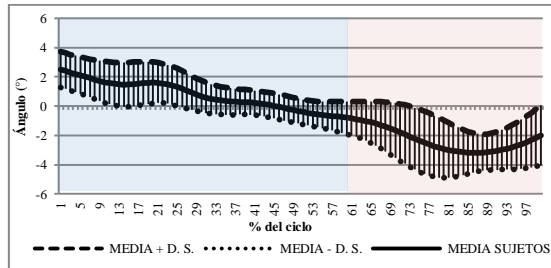


Figura 85. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha al 10% de carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

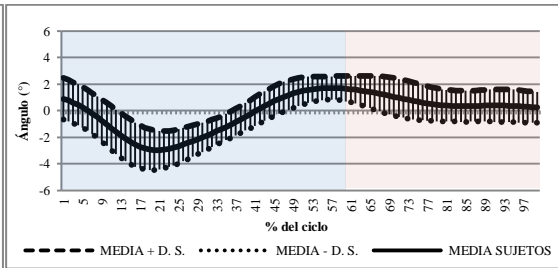


Figura 86. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda al 10% de carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

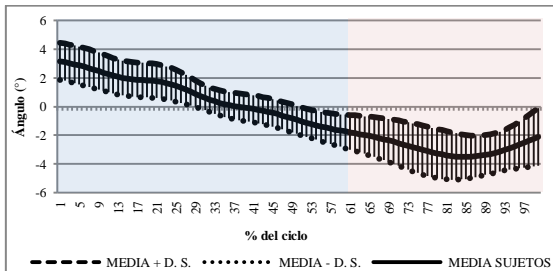


Figura 87. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha al 25% carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

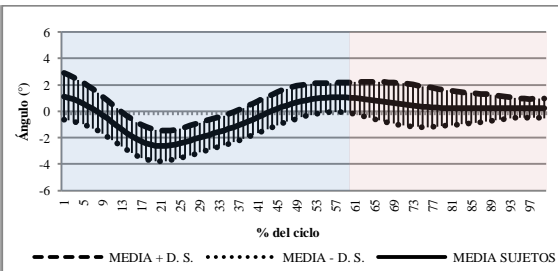


Figura 88. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda al 25% de carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

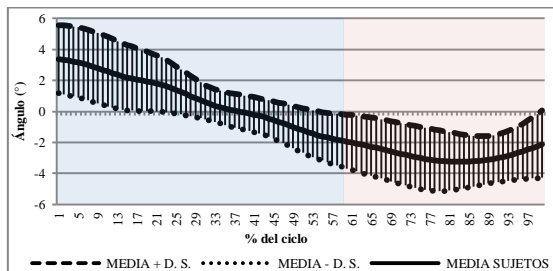


Figura 89. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha al 50% carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

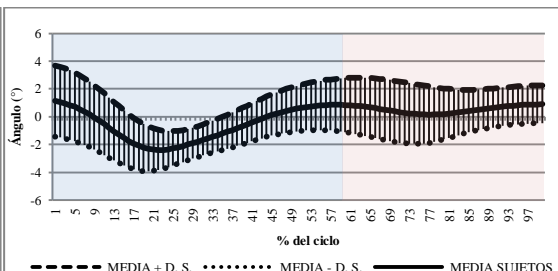


Figura 90. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda al de 50% de carga unilateral (Flex positivo-Ext negativo).

En la marcha bilateral, la amplitud de movimiento va aumentando conforme aumenta la carga en la hemipelvis derecha, casi un grado, pero va disminuyendo en la hemipelvis izquierda. Mientras que la HpelD obtiene su máximo valor angular justo al inicio del ciclo, la HpelI lo hace en el 58% tanto cargando el 25% como el 50%, sin embargo el Vmax en Ext es en el 88% o 91% en la HpelD y es en el 52% y 59% para la HpelI, para las mismas cargas. La marcha con dos bastones cargando el 50% SPP adquiere una desviación típica amplia.

La amplitud aumenta ligeramente de 5,04° cargando el 25% del peso corporal (Figura 91 y 93) a 5,13° cargando el 50% en la HpelD y en la HpelI disminuye desde 4,87° a 3,9° (Figura 92 y 94).

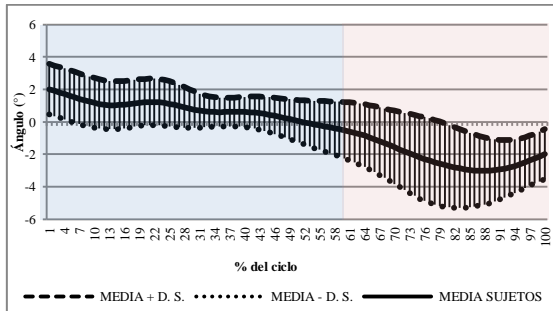


Figura 91. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha al 25% de carga bilateral (Flex positivo-Ext negativo).

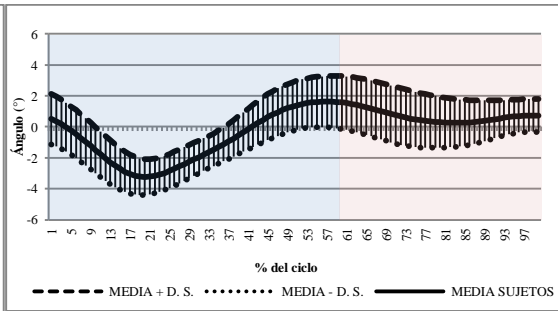


Figura 92. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda al 25% de carga bilateral (Flex positivo-Ext negativo).

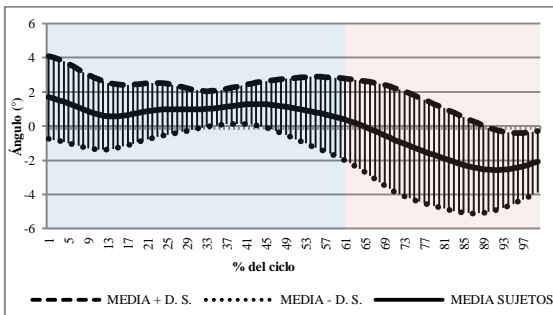


Figura 93. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel derecha al 50% de carga bilateral (Flex positivo-Ext negativo).

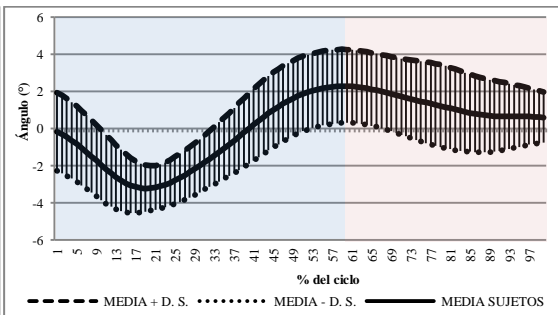


Figura 94. Movimiento de FlexHpel-ExtHpel izquierda al 50% de carga bilateral (Flex positivo-Ext negativo).

6.4 ESTUDIO COMPARATIVO DE LA MARCHA ASISTIDA CON LA MARCHA NORMAL.

A continuación vamos a comparar las distintas modalidades de marcha asistida con respecto a la marcha normal. Esta comparativa se va a visualizar con las gráficas aportadas donde la lateroflexión derecha, la rotación derecha, la flexión, la anteversión y la torsión anterior se obtienen en valores positivos; mientras que los valores negativos corresponden a la lateroflexión izquierda, la rotación izquierda, la extensión, la retroversión y la torsión posterior.

En dichas gráficas, se muestran los momentos del ciclo en los que existen diferencias significativas, obtenidos mediante la t-student \leq para cada momento del ciclo, presentando una estrella para una significación estadística $p \leq 0.05$. Para todos los procedimientos estadísticos el nivel de significación se establece en $p \leq 0.05$. Para estos tramos significativos se aporta, además, el tamaño del efecto (TE) obtenido mediante la dz de Cohen. Este autor⁽¹⁴⁹⁾ establece como criterio para interpretar el tamaño del efecto lo siguiente: Trivial = 0,00 – 0,19, pequeño = 0,20 – 0,49, moderado = 0,50 – 0,79 y grande > 0,8. Puesto que los tramos significativos en la t-student lo componen varios momentos del ciclo, no se puede dar un solo valor en el tamaño del

efecto, sino que se indicará el valor menor y mayor contenido en ese tramo donde sea aclaratorio del efecto.

6.4.1 Análisis del segmento cabeza-tronco.

En primer lugar, se describe el segmento cabeza-tronco para los movimientos en los tres planos del espacio.

6.4.1.1 Estudio de la lateroflexión de la cabeza.

En primer lugar, la lateroflexión de la cabeza provoca que haya menos significación conforme se aumenta la carga en la marcha contralateral. Se observan cuatro tramos estadísticamente significativos respecto a la marcha asistida contralateral al 10% y 25% de carga (Figura 95 y 96), mientras que al 50% de carga sólo se obtienen dos. Sin embargo, en la marcha contralateral al 50% SPP, sólo existen dos tramos $p \leq 0,05$, uno muy reducido del 47% al 48% y del 70% al 78% con un tamaño del efecto pequeño en ambos (Figura 97). Sin embargo, los tramos significativos en el 10% y 25% se encuentran en: el primer tramo en los primeros momentos de la fase de apoyo y es mayor en el 10% que en el 25%; el segundo tramo es más amplio del 24% al 57% para ambas cargas; en la fase de oscilación de nuevo se observa un tercer tramo en los primeros momentos de la fase más amplio para el 10%; y un cuarto tramo reducido al final del ciclo en ambas cargas. En todos los tramos el tamaño del efecto es moderado, excepto en el segundo que progresa de moderado a grande, en concreto dz: 0,55-1,85 para el 10% y dz: 0,5-1,06 para el 25%.

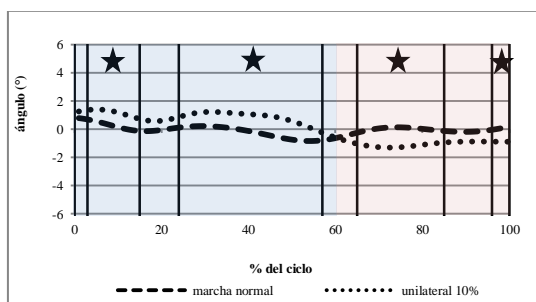


Figura 95. Comparación del movimiento de LFCab entre la marcha normal y marcha asistida contralateral con 10% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

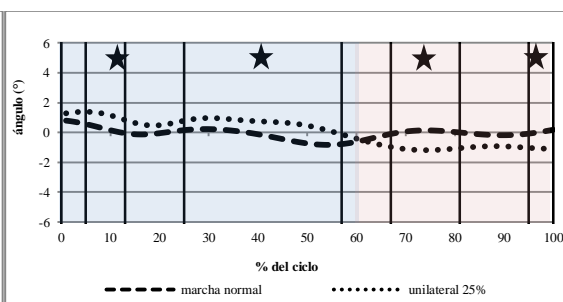


Figura 96. Comparación del movimiento de LFCab entre la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

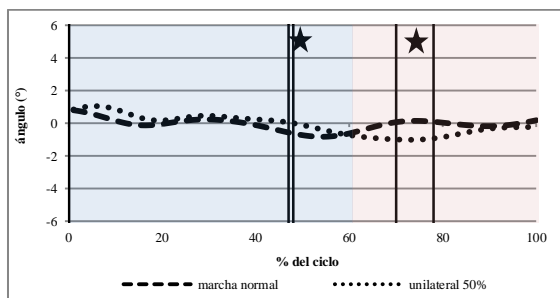


Figura 97. Comparación del movimiento de LFCab entre la marcha normal y la marcha asistida contralateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

En segundo lugar, la marcha asistida bilateral provoca el solapamiento del primer y segundo tramo mencionados en el párrafo anterior para 10% y 25% de carga, ocupando gran parte de la fase de apoyo, en este caso el tamaño del efecto progresa de moderado a grande con el 25% de carga y moderado para el 50% de carga. Sin embargo, en la fase de vuelo, cargando el 25% sobre los dos bastones se generan dos tramos parecidos a la marcha contralateral al 25%, pero un solo tramo para el 50% en la segunda mitad de la fase (Figuras 98 y 99). El tamaño del efecto es moderado con $0,5 < TE > 0,6$ y asciende de pequeño a moderado con $0,46 < TE > 0,77$, respectivamente.

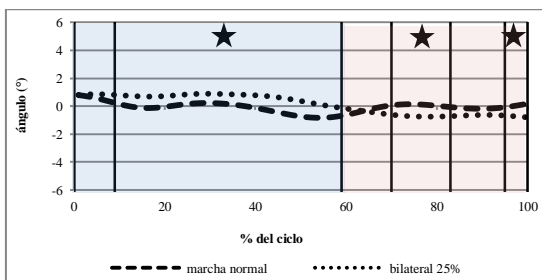


Figura 98. Comparación del movimiento de LFCab marcha normal y marcha asistida bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

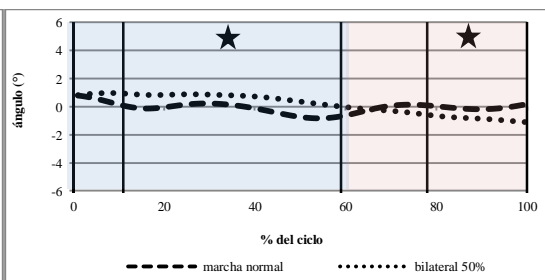


Figura 99. Comparación del movimiento de LFCab entre la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

6.4.1.2 Estudio de la flexoextensión de la cabeza.

Existe un sólo tramo con significación estadística en la marcha contralateral en todos los casos: al final de la fase vuelo al 10% de carga del 70% al 90% con un TE moderado (Figura 100) y al 50% SPP del 84% al 100% con un tamaño del efecto $0,45 < TE > 0,54$ (Figura 102); sin embargo, al 25% del peso corporal el tramo significativo es en la fase de apoyo más reducido en tiempo que los anteriores con un tamaño del efecto pequeño (Figura 101).

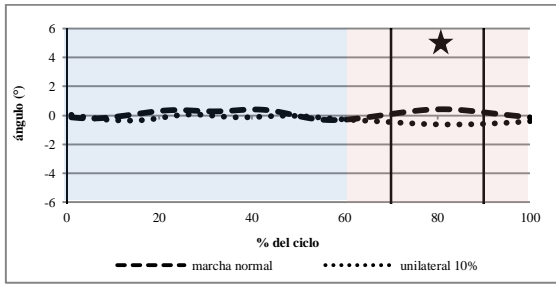


Figura 100. Comparación del movimiento de flexoextensión de la cabeza de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

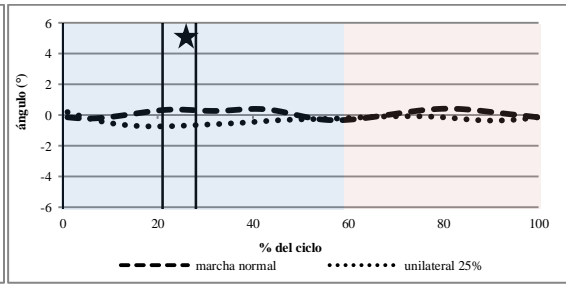


Figura 101. Comparación del movimiento de flexoextensión de la cabeza de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

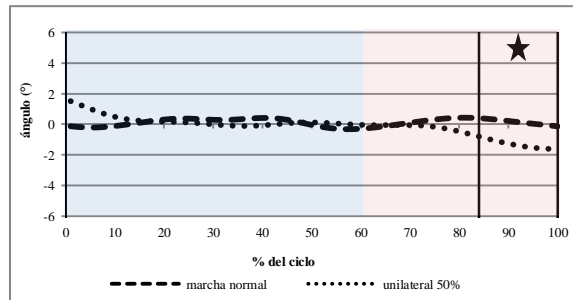


Figura 102. Comparación del movimiento de flexoextensión de la cabeza de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

En cuanto a la marcha asistida bilateral se observa que aumentan los momentos estadísticamente significativos, con el 25% del peso (Figura 103) ocupa del 69% al 99% de fase de vuelo, mientras que con el 50% SPP (Figura 104) aumenta el tramo desde el 32% al 92%, ambos con un tamaño del efecto que oscila entre moderado y grande.

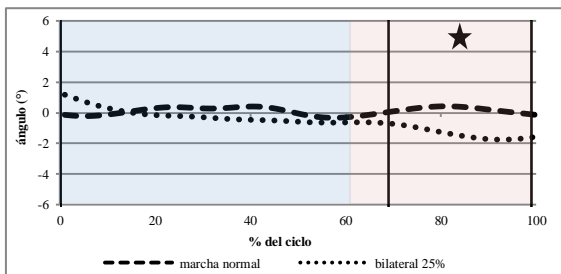


Figura 103. Comparación del movimiento de flexoextensión de la cabeza de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

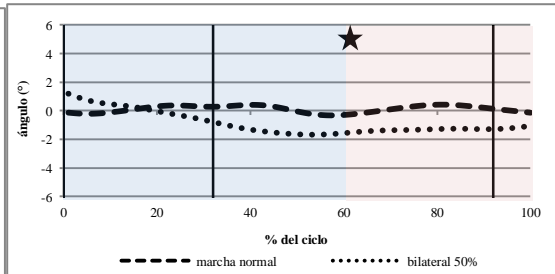


Figura 104. Comparación del movimiento de flexoextensión de la cabeza de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

6.4.1.3 Estudio de la rotación de la cabeza.

La rotación de la cabeza obtiene un tamaño del efecto que oscila en valores entre moderado y grande para las tres modalidades de carga. Se puede observar que la fase de apoyo tiene dos tramos significativos al 10% y 25% de carga (Figura 105 y 106) y uno para el 50% de peso (Figura 107): el primer tramo es más amplio en el 10% que en el 25% mientras que, en el segundo tramo ocurre lo contrario. El segundo tramo del 25% coincide con el único tramo del

50%. Por tanto, en la marcha contralateral al 50% de carga los dos tramos significativos coinciden con los dos últimos tramos del 25%. El tamaño del efecto es moderado para las modalidades del 10% y del 25%, excepto en el segundo tramo con el 25% de carga que oscila de $0,54 < TE > 1,03$, y para el 50% es $0,53 < TE > 0,91$. El último tramo significativo coincide para todas las cargas en la fase de vuelo, siendo más duradera al 10%. El tamaño del efecto fluctúa entre moderado y grande para el 10% de carga y, moderado para el 25% y 50% de carga.

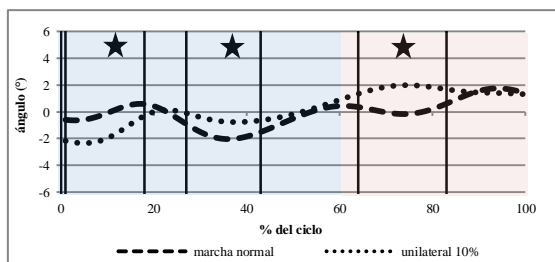


Figura 105. Comparación del movimiento de RotCab de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

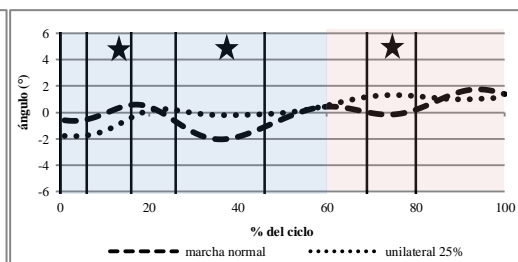


Figura 106. Comparación del movimiento de RotCab de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

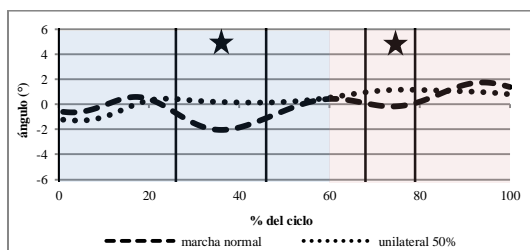


Figura 107. Comparación del movimiento de RotCab de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

En la marcha bilateral al 25% y 50% de carga (Figura 108 y 109), de nuevo existen tres tramos $p \leq 0,05$. El primer y tercer tramo coincide para ambas cargas. El segundo tramo implica del 36% al 38% cargando el 25%, mientras que al 50% de carga ocurre del 30% al 43%. El tamaño del efecto para los tres tramos grande, pequeño y moderado en el 25% de carga y; grande, moderado y moderado-grande en el 50% SPP, respectivamente.

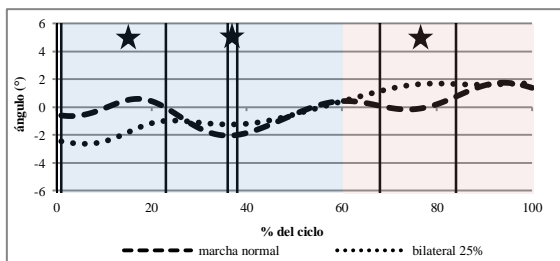


Figura 108. Comparación del movimiento de RotCab de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

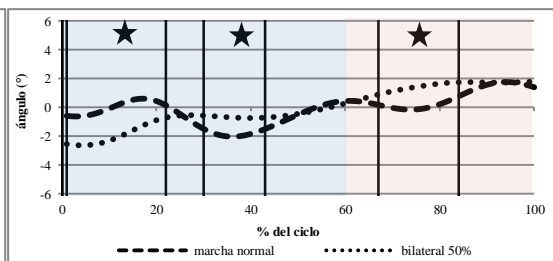


Figura 109. Comparación del movimiento de RotCab de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

6.4.2 Análisis del segmento tronco-pelvis.

A continuación se exponen los movimientos para el segmento tronco-pelvis: lateroflexión del tronco, flexoextensión del tronco y rotación del tronco.

6.4.2.1 Estudio de la lateroflexión del tronco.

Cabe resaltar que la marcha contralateral provoca que el movimiento neutro que ocurre en el tercio medio del ciclo se retrase y se alargue en el tiempo. Se pueden observar cuatro tramos significativos en la marcha unilateral izquierda, dos en la fase de apoyo y dos en la fase de vuelo cargando sobre el bastón el 10% y el 25% del peso corporal, sin embargo al 50% sólo tiene un tramo en la primera fase. El primer y tercer tramo es más amplio en el 10% que para el 25%. Los datos sugieren que cargar el 10% se acerca más a la marcha normal, porque aunque al 50% hay menos tramos su tamaño del efecto es mayor.

Cargando el 10% del peso corporal (Figura 110), el tamaño del efecto es grande para el primer y tercer tramo, moderado en el segundo tramo ($0,51 < TE > 0,68$) y oscila de moderado a grande ($0,50 < TE > 1,25$) en el cuarto tramo. Sin embargo, cargar el 25% (Figura 111) sobre un bastón oscila de moderado a grande en todos sus tramos excepto en el segundo tramo que es moderado. En cuanto al 50% SPP sobre un bastón, el TE aumenta de moderado a grande en todos los tramos significativos (Figura 112).

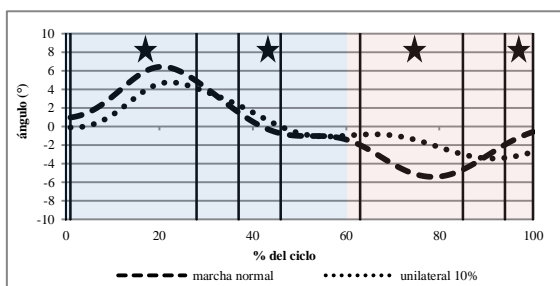


Figura 110. Comparación del movimiento de LFTR de la marcha normal y marcha asistida unilateral al 10% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

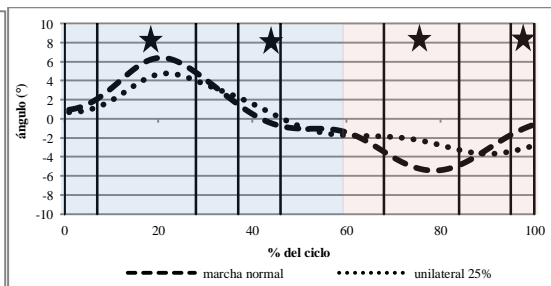


Figura 111. Comparación del movimiento de LFTR de la marcha normal y marcha asistida unilateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

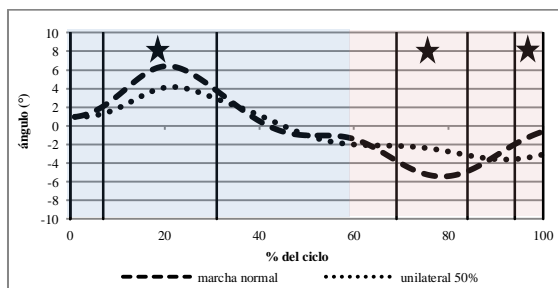


Figura 112. Comparación del movimiento de LFTR de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

La marcha asistida bilateral provoca un aumento en los momentos significativos, pese a que cargando el 25% del peso corporal (Figura 113) se visualizan cuatro y cargando el 50% tres tramos (Figura 114), porque se solapan el segundo y tercer tramo que se obtenía en el 25%, en ambos casos estos casos ocupan gran parte del ciclo, lo que indica que prácticamente la totalidad del ciclo es significativo. El tamaño del efecto es va aumentado de moderado a grande en todos los tramos, excepto en el segundo del 25% que es grande.

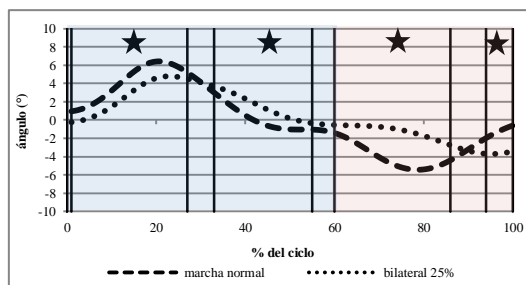


Figura 113. Comparación del movimiento de LFTR de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

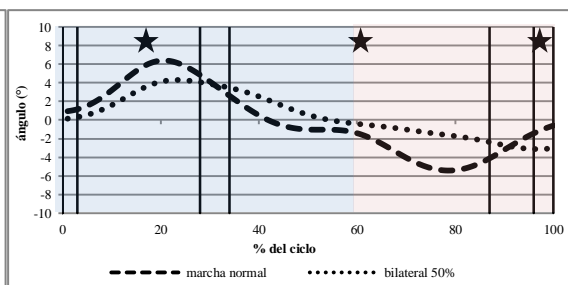


Figura 114. Comparación del movimiento de LFTR de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

6.4.2.2 Estudio de la flexoextensión del tronco.

En el plano sagital, todas las modalidades de carga en la marcha asistida contralateral coinciden en obtener un tramo $p \leq 05$ al inicio de la fase de apoyo y al final de fase de oscilación. Los tramos centrales cambian; se observa un tramo a mediados de la fase de apoyo, del 30% al 47% en el 10% de carga, que aumenta hasta los últimos momentos de esta segunda fase para el 25% y 50% de carga; el 10% de carga tiene un tramo más al inicio de la fase de vuelo.

Conforme se aumenta la carga va disminuyendo el tamaño del efecto al final de los tramos significativos de apoyo y vuelo. Cargando sobre el bastón el 10% del peso corporal, el tamaño del efecto va cambiando de moderado a grande (Figura 115); con el 25% del peso, va cambiando al contrario que el anterior, de grande a moderado (Figura 116), y la marcha contralateral al 50% SPP (Figura 117), se obtiene $0,51 < TE > 0,71$ en el primer tramo, el segundo $0,50 < TE > 0,84$ y el tercero va aumentando $0,52 < TE > 1,13$.

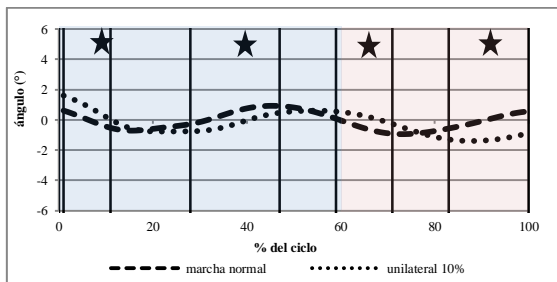


Figura 115. Comparación del movimiento de flexoextensión del tronco de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

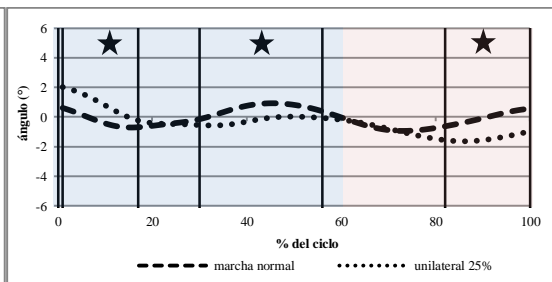


Figura 116. Comparación del movimiento de flexoextensión del tronco de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

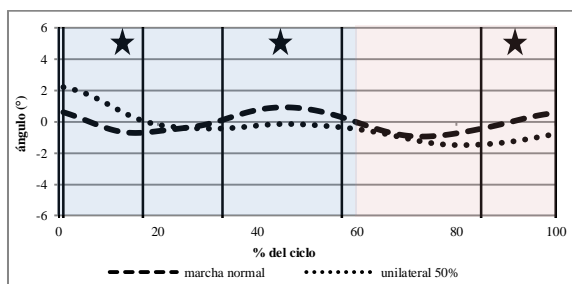


Figura 117. Comparación del movimiento de flexoextensión de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

En la marcha bilateral los tramos significativos se reducen en tiempo, lo que nos dice que se asemejan más a la normal. Con el 25% de carga (Figura 118), los tramos estadísticamente significativos se producen en momentos similares que el 10%, cuatro tramos, pero son de menor duración, lo más llamativo es que el segundo tramo tiene TE moderado y el cuarto $0,51 < TE > 1,21$. Por último, la marcha asistida bilateral cargando el 50% SPP (Figura 119), obtiene tres tramos, cabe destacar que el cambio de fase genera significación estadística, en concreto del 55% al 75% del ciclo ($0,51 < TE > 0,91$). El primer tramo del 50% permanece del 17% al 25% con $0,53 < TE > 0,61$ y el tercero del 93% al 100% con $0,51 < TE > 0,95$.

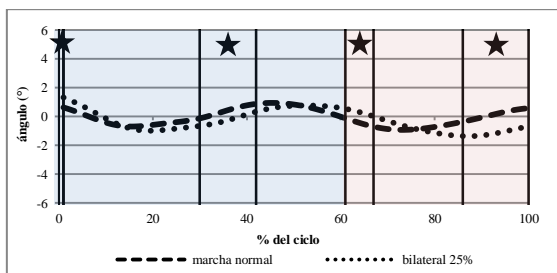


Figura 118. Comparación del movimiento de flexoextensión del tronco de la marcha normal y marcha asistida bilateral 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

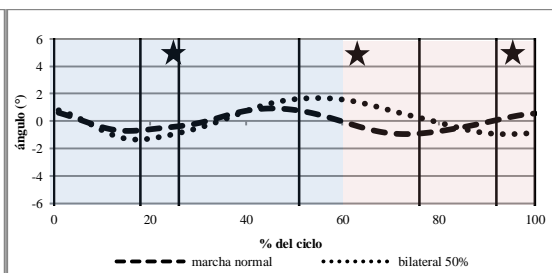


Figura 119. Comparación del movimiento de flexoextensión del tronco de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

6.4.2.3 Estudio de la rotación del tronco.

En cuanto al movimiento en el plano transversal existen amplios tramos estadísticamente significativos, por lo que no se podría decir qué porcentaje de carga de peso es mejor. En la marcha asistida contralateral se observan tres tramos $p \leq 0.05$ en todas las modalidades de carga, al inicio y final del ciclo, como también un tramo central del 25% al 80% (Figura 120, 121 y 122). Sin embargo, aunque son iguales, están retrasados en el tiempo, es decir, los tramos significativos ocurren un porcentaje de tiempo posterior conforme se aumenta la carga. En todos los tramos el tamaño del efecto es grande, aunque para el 50% en el inicio de los tramos es moderado.

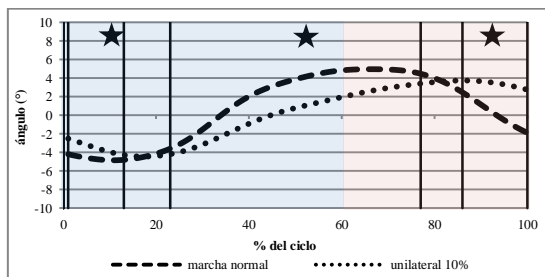


Figura 120. Comparación del movimiento de RotTR de la marcha normal y marcha asistida contralateral con carga al 10% SPP (derecha positivo-izquierda negativo).

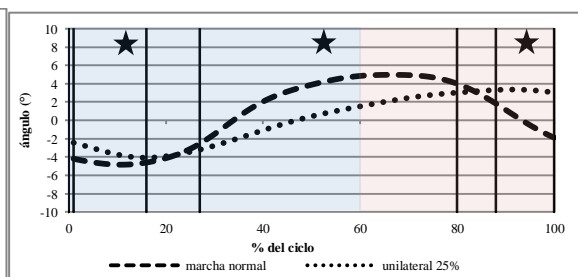


Figura 121. Comparación del movimiento de RotTR de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

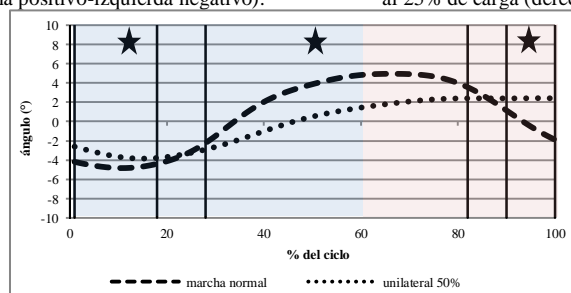


Figura 122. Comparación del movimiento de RotTR de la marcha normal y marcha asistida al 50% de carga con un bastón (derecha positivo-izquierda negativo).

En cuanto a la marcha asistida bilateral, se visualizan los mismos tres tramos significativos que en la marcha contralateral, pero el primer tramo es más largo y el segundo tramo es más corto que en la marcha contralateral. Cargando el 25% del peso (Figura 123) el tamaño del efecto es grande, como también al 50% SPP, en concreto es moderado al inicio y final del tramo, y grande en su parte central (Figura 124).

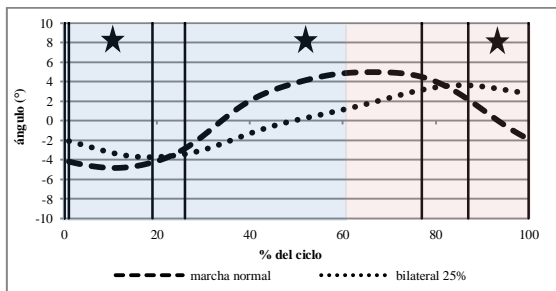


Figura 123. Comparación del movimiento de RotTR de la marcha normal y marcha asistida bilateral 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

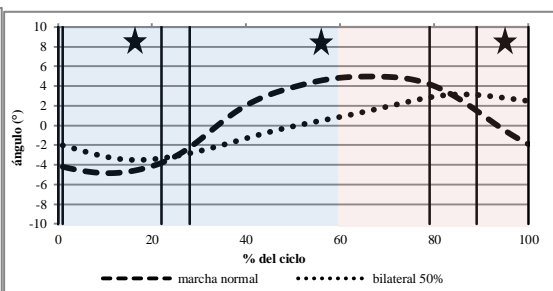


Figura 124. Comparación del movimiento de RotTR de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

6.4.3 Análisis del segmento pelvis.

En cuanto al segmento pelvis recordemos que hace referencia a los movimientos de anteversión (AntPel) y retroversión (RetPel) pélvica, y rotación.

6.4.3.1 Estudio de la anteversión-retroversión pélvica.

Estos datos nos indican que la marcha asistida bilateral es más parecida a la marcha normal que la contralateral, excepto para el 10%.

En referencia a la marcha asistida contralateral se observa que conforme aumenta la carga aumentan el tiempo de tramos significativos hasta que con el 50% de carga todo el ciclo es $p \leq 0.05$. Concretamente: con el 10% de carga (Figura 125), obtiene un tramo del 22% al 83% ($0,52 < TE > 2,23$) y otro del 94% al 100% ($0,51 < TE > 1,42$), mientras que al 25% sólo tiene uno del 2% al 87%, con un tamaño del efecto que progresa de moderado, hasta el 23%, a grande en el resto del ciclo de la marcha significativo (Figura 126). Al 50% en los que el tamaño del efecto es grande en toda la zancada ($0,80 < TE > 2,86$) excepto en el final que es moderado ($0,50 < TE > 0,75$) a partir del 92% (Figura 127).

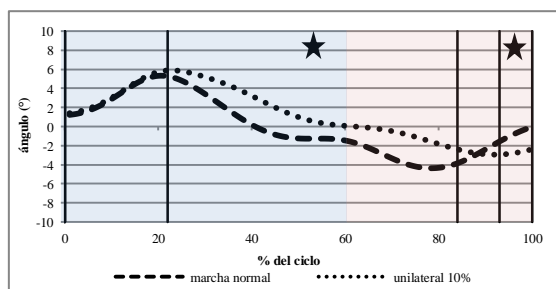


Figura 125. Comparación del movimiento de Ant-Ret pélvica de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (anteversión positivo-retroversión negativo).

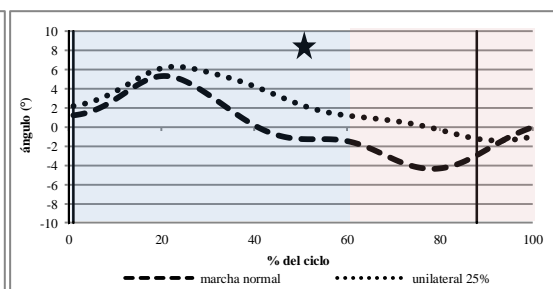


Figura 126. Comparación del movimiento de Ant-Ret pélvica de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (anteversión positivo-retroversión negativo).

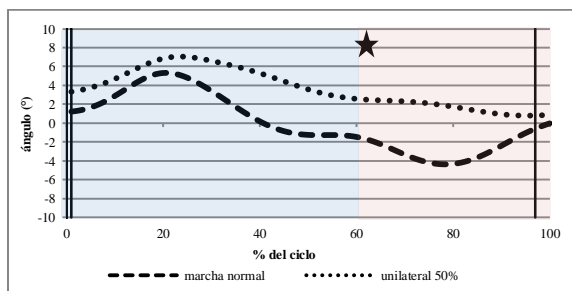


Figura 127. Comparación del movimiento de Ant-Ret pélvica de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (anteversión positivo-retroversión negativo).

Por último, la marcha asistida bilateral cargando sobre los bastones el 25% y el 50% del peso corporal (Figura 128 y 129) se producen tres tramos estadísticamente significativos, pero de menor amplitud que para el 25% y 50% de la marcha contralateral. En este caso hasta la primera mitad de la fase apoyo solo hay un tramo con TE pequeña. El segundo tramo significativo se retrasa en el tiempo un 5% conforme aumenta en carga. En ambas cargas tienen un TE grande, aunque los primeros y últimos momentos del tramo son moderados. El tercer tramo progresa de moderado a grande en ambos casos.

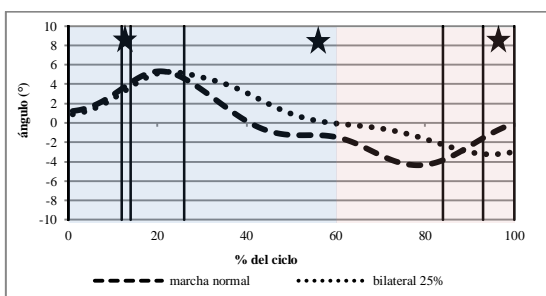


Figura 128. Comparación del movimiento de Ant-Ret pélvica de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (anteversión positivo-retroversión negativo).

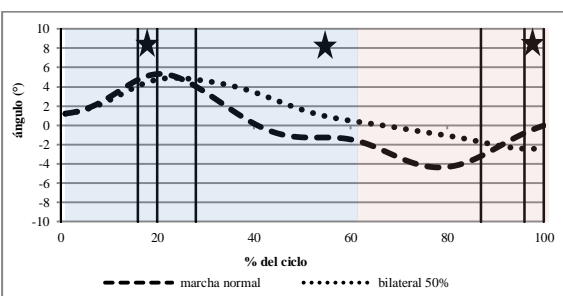


Figura 129. Comparación del movimiento de Ant-Ret pélvica de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (anteversión positivo-retroversión negativo).

6.4.3.2 Estudio de la rotación pélvica.

En cuanto a la rotación pélvica, se observa que conforme se aumenta en carga disminuyen los tramos significativos. El primer tramo se produce en la fase de apoyo, al inicio del mismo en el 10% de carga (Figura 130) y a mitad para el 25% (Figura 131). Estas tres modalidades de cargas sobre un bastón coinciden en un tramo significativo que ocupa desde los últimos momentos de la fase de apoyo hasta los primeros momentos de la fase de oscilación, siendo éste el único tramo para el 50% de carga (Figura 132). En cuanto al 10% y 25% de carga coinciden en el tercer tramo significativo al final de la fase vuelo, que para el 10% es más amplio.

La marcha asistida contralateral al 10% y 25% obtienen un tamaño del efecto moderado, excepto: en el último tramo del 10% con $0,50 < TE > 1,04$; y el primer tramo con el 25% de carga que es pequeño $0,45 < TE > 0,49$. La marcha unilateral izquierda al 50% SPP (Figura 132), el tamaño del efecto es moderado en su zona central pero pequeño en sus extremos.

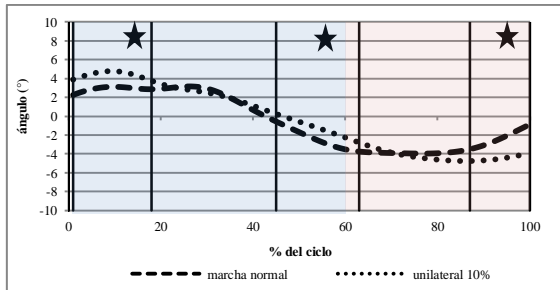


Figura 130. Comparación del movimiento de RotPel de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

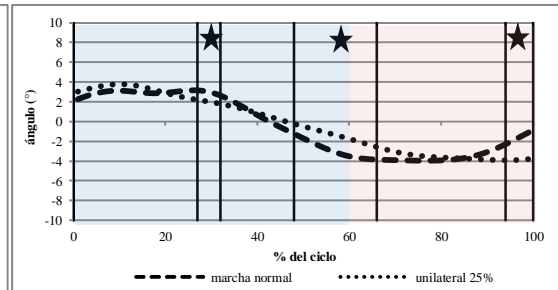


Figura 131. Comparación del movimiento de RotPel de la normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

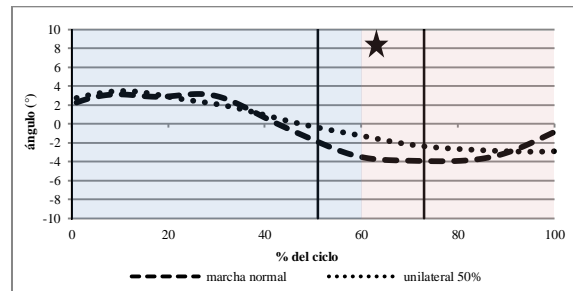


Figura 132. Comparación del movimiento de RotPel de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

En la marcha bilateral al 25% y 50% de carga existen tres tramos amplios $p \leq 0,05$ al inicio, mitad y final del ciclo. El primer y segundo tramo con 25% y 50% de carga (Figura 133 y 134) el tamaño del efecto es moderado excepto en su zona central que es grande. El último tramo con el 25% de carga va progresando de $0,52 < TE > 1,24$, mientras que al 50% es $0,52 < TE > 0,79$.

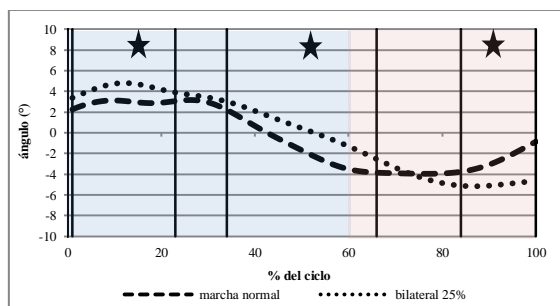


Figura 133. Comparación del movimiento de RotPel de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (derecha positivo-izquierda negativo).

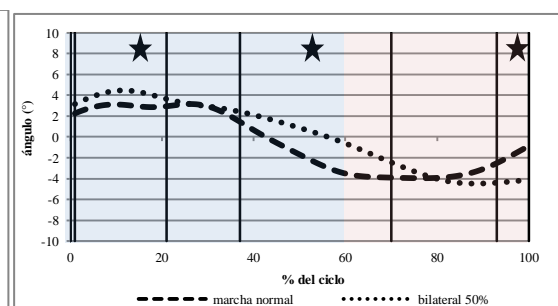


Figura 134. Comparación del movimiento de RotPel de la normal y marcha asistida al 50% de carga bilateral (derecha positivo-izquierda negativo).

6.4.4 Análisis del segmento de las hemipelvis.

En relación al movimiento de rotación de las hemipelvis se representan gráficamente tanto la hemipelvis derecha (a la izquierda de la imagen) como la hemipelvis izquierda (a la derecha de la imagen). En el texto siempre se describirá primero la hemipelvis derecha y luego la izquierda, siguiendo el mismo orden en número de bastones y cargas sobre los mismos.

6.4.4.1 Estudio de la torsión hemipélica.

En cuanto a los tramos $p \leq 0.5$ de la torsión pélvica van aumentando en amplitud conforme aumenta la carga. La marcha contralateral en la torsión pélvica refleja hasta cinco tramos estadísticamente significativos para el 10% y 25% de carga (Figuras 135 y 136), no así para el 50% (Figura 137) que tiene tres tramos aunque de mayor amplitud en momentos significativos que en las cargas anteriores. Observamos que los dos primeros tramos en el 10% y 25% se unen en el 50% en un solo tramo, en todos ellos con el TE moderado. El siguiente tramo $p \leq 0.5$ ocurre del 45% al 64% donde al 10% de carga $0,54 < TE > 2,34$, y al 25% de carga $0,53 < TE > 1,91$. En cuanto a la fase de vuelo, hay significación en los últimos momentos del ciclo para el 10% de peso corporal ($0,53 < TE > 0,85$) y 25% de carga ($0,45 < TE > 1,06$) mientras que, para el 50% de carga es significativo desde el 45% hasta el 100%, de nuevo vemos como los dos últimos tramos de las primeras modalidades se unen en el 50%, y en este caso el TE oscila $0,47 < TE > 1,77$.

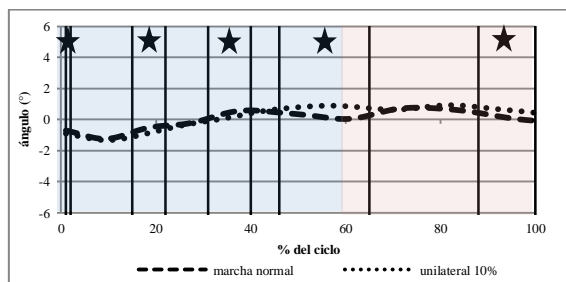


Figura 135. Comparación del movimiento de torsión pélvica derecha e izquierda de la marcha normal y marcha asistida con 10% de carga con un bastón.

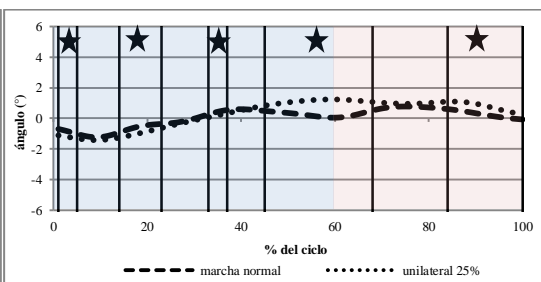


Figura 136. Comparación del movimiento de torsión pélvica derecha e izquierda de la marcha normal y marcha asistida al 25% de carga con un bastón.

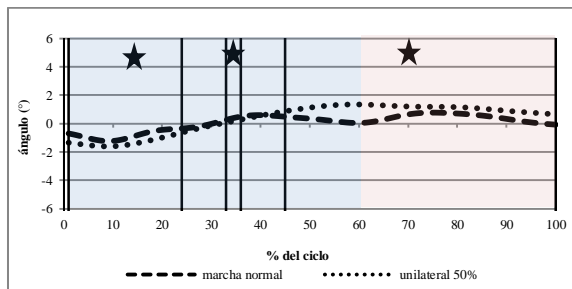


Figura 137. Comparación del movimiento de torsión pélvica derecha e izquierda de la marcha normal y marcha asistida al 50% de carga con un bastón.

En la marcha asistida bilateral se observa que la primera mitad de la fase de apoyo no es significativa, este tipo de marcha es la que tiene menos tramos significativos. La carga sobre dos bastones provoca tres tramos significativos que coinciden en ambas cargas, dos en la fase de apoyo y una al final de la fase vuelo (Figuras 138 y 139). El 25% de carga obtiene un cuarto tramo del 74 al 76%. El TE es grande en ambas cargas en la fase de apoyo excepto en el último tramo de esta fase en el 50% que oscila $0,51 < TE > 0,99$. Al final de la fase de vuelo el TE difiere entre el 25% y 50% ($0,50 < TE > 0,94$) pero moderado para el 50% ($0,53 < TE > 0,64$).

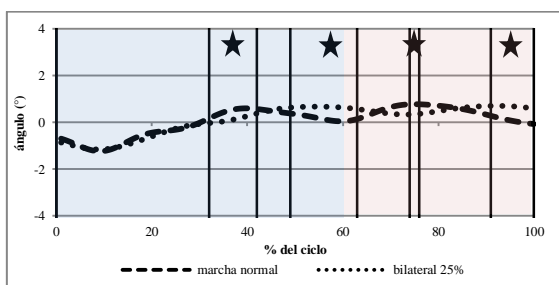


Figura 138. Comparación del movimiento de torsión pélvica derecha e izquierda de la marcha normal y marcha asistida al 25% de carga con dos bastones.

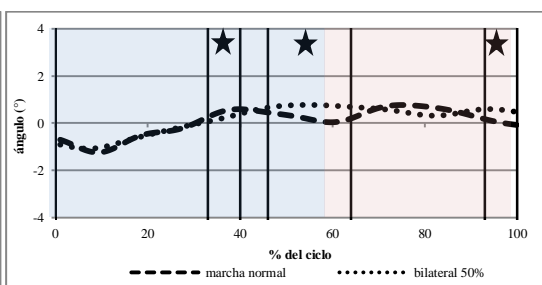


Figura 139. Comparación del movimiento de torsión pélvica derecha e izquierda de la marcha normal y marcha asistida al 50% de carga con dos bastones.

6.4.4.2 Estudio de la flexoextensión de las hemipelvis.

En el plano sagital la significación cambia para cada hemipelvis en función de la carga. En concreto, la marcha contralateral con 10% y 25% del peso corporal (Figura 140 y 141) sobre el bastón genera tres tramos significativos; uno al inicio de la fase de apoyo y dos en la fase vuelo en cuanto a la HpelD, y al contrario en la HpelI. En el 50% de carga (Figura 142) el segundo tramo se adelanta hacia la fase de apoyo en la HpelD y en la HpelI aparece un nuevo tramo al final del ciclo.

Un aspecto interesante en la HpelD es que en la fase de vuelo el tramo aumenta en momentos significativos conforme aumenta la carga, al igual que ocurre en la HpelI. Mientras

que el primer tramo de la fase de vuelo le ocurre lo contrario en la HpelD y en la HpelI aumenta en el 25%.

Puesto que el tamaño del efecto es diferente para cada hemipelvis y tramo significativo, se presenta en la tabla 9 para visualizar mejor los resultados de la marcha normal y la marcha asistida:

		HEMIPELVIS DERECHA			HEMIPELVIS IZQUIERDA			
		1ºtramo	2ºtramo	3ºtramo	1ºtramo	2ºtramo	3ºtramo	4ºtramo
MARCHA	10%	0,45<TE>0,52	0,50<TE>1,26	0,55<TE>2,51	0,52<TE>1,16	0,55<TE>1,43	0,53<TE>0,68	
CONTRALATERAL	25%	0,50<TE>0,90	0,49<TE>0,52	0,53<TE>2,14	0,88<TE>1,33	0,53<TE>1,49	0,47<TE>0,74	
	50%	0,52<TE>0,68	0,45<TE>0,47	0,51<TE>1,66	0,50<TE>0,91	0,50<TE>1,20	0,45<TE>0,56	0,48<TE>0,57
MARCHA	25%	0,46<TE>0,56	0,50<TE>0,97	0,53<TE>2,11	0,52<TE>0,67	0,50<TE>1,08	0,51<TE>0,64	0,47<TE>0,50
BILATERAL	50%	0,50<TE>0,76	0,51<TE>1,12	0,55<TE>1,36	0,50<TE>0,66			

Tabla 9. Valores del tamaño del efecto para la FlexHpel-ExtHpel.

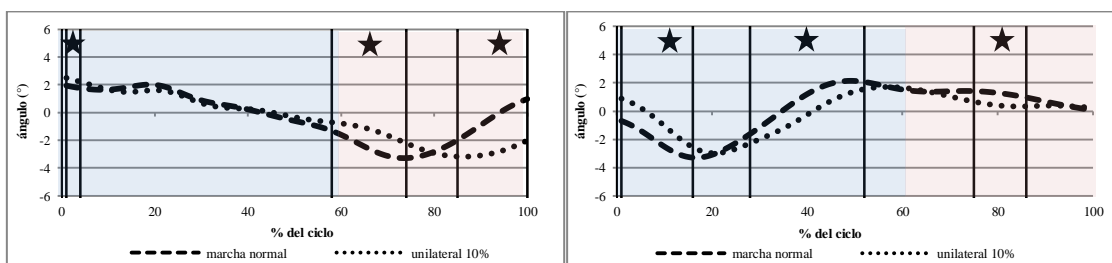


Figura 140. Hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda. Comparación del movimiento de FlexHpel-ExtHpel de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 10% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

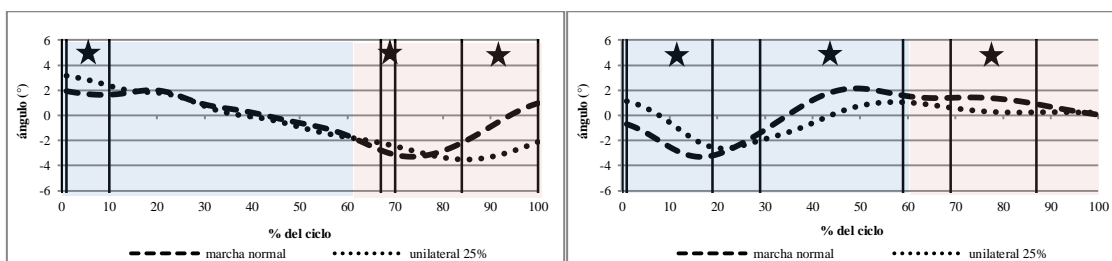


Figura 141. Hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda. Comparación del movimiento de FlexHpel-ExtHpel de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

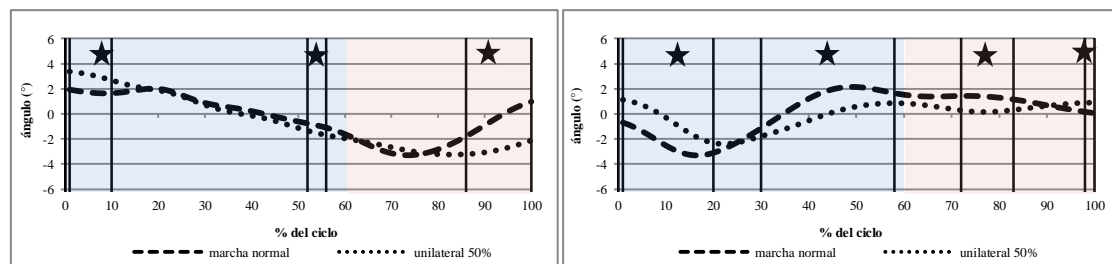


Figura 142. Hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda. Comparación del movimiento de FlexHpel-ExtHpel en la hemipelvis izquierda de la marcha normal y marcha asistida contralateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

La marcha bilateral obtiene tres tramos significativos similares para ambas cargas en la HpelD que son de mayor amplitud que en la marcha contralateral, sin embargo en la HpelI obtiene cuatro tramos en el 25% y uno en el 50%.

En cuanto al 25% de peso corporal (Figura 143), el primer tramo de la HpelD se presenta del 13 al 21%, el segundo del 40 al 74% y el tercero del 87 al 100%. En la HpelI el primer tramo significativo es del 1 al 14%, el segundo del 25 al 51%, el tercer tramo es del 74 al 86% y el último del 99 al 100% (Figura 144). Por último, en la marcha asistida bilateral cargando el 50% SPP (Figura 173), los tres tramos $p \leq 0.5$ en la HpelD son: uno del 11 al 23%, otro del 36 al 77% y, el último, del 90 al 100%, mientras que la HpelI, se observan un sólo tramo significativos del 25 al 45%.

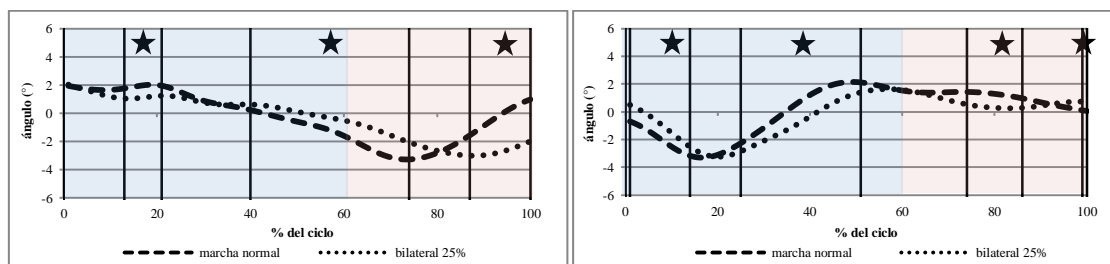


Figura 143. Hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda. Comparación del movimiento de FlexHpel-ExtHpel de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 25% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

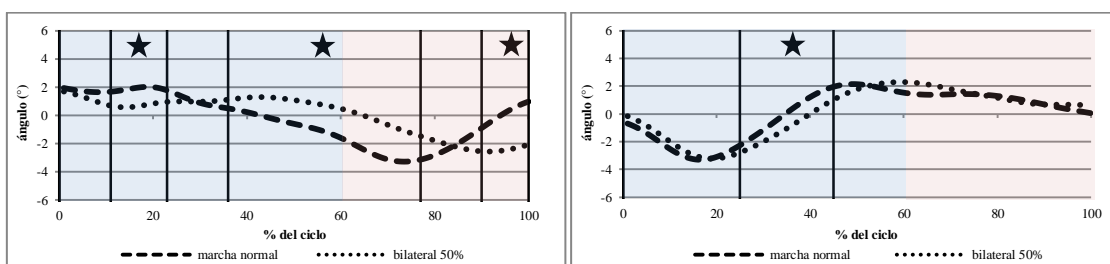


Figura 144. Hemipelvis derecha y hemipelvis izquierda. Comparación del movimiento de FlexHpel-ExtHpel de la marcha normal y marcha asistida bilateral al 50% de carga (flexión positivo-extensión negativo).

6.5 ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LAS DISTINTAS MODALIDADES DE MARCHA.

El factor objeto de estudio en este análisis es el promedio la suma de las diferencias entre la marcha normal y cada modalidad de marcha asistida para cada variable, quedando constituidas estas diferencias para: unilateral izquierdo al 10% de carga (UI10), unilateral izquierdo al 25% de carga (UI25), unilateral derecho al 50% de carga (UI50), dos bastones al 25% de carga (B25) y dos bastones al 50% de carga (B50).

De las 15 variables estudiadas, es decir, los 15 movimientos, sólo 5 de ellas cumplen la normalidad (Anexo 7), en concreto, por lo que cumplen el primer requisito necesario para la aplicación de una prueba paramétrica. Las variables que siguen la normalidad se estudian con la prueba de Análisis de Varianza para un factor de medidas repetidas. La otra condición necesaria

que permite el estudio de estos factores con una prueba paramétrica es el de homogeneidad de la varianza (Esfericidad). La prueba de esfericidad va incluida en el ANOVA y en caso de resultar significativa, es decir que existen diferencias entre las varianzas, se recurre a los factores de corrección Epsilon.

La prueba de contraste sólo es aplicada, en aquellas pruebas (ANOVA) que resultan ser significativa y se ha optado por la prueba de Bonferroni que es más conservadora puesto que necesita que la diferencia sea mayor para que se detecte significación. El valor de la prueba sigue una distribución Student-Fisher por lo que se da con un valor “t” con sus grados de libertad correspondientes, que para este estudio es (n-1) 21.

Aquellas variables que no siguen ley Normal se les aplicó Friedman y T-Wilcoxon para contrastes o pruebas post-hoc:

Las variables (factores) objeto de estudio bajo estas premisas son:

Lateroflexión de la cabeza	LFCab	<i>Friedman</i>
Flexoextensión de la cabeza	FlexCab	<i>Friedman</i>
Rotación de la cabeza	RotCab	<i>Friedman</i>
Lateroflexión del tronco	LFTR	<i>Friedman</i>
Flexoextensión del tronco	FE-TR	<i>Friedman</i>
Rotación del tronco	RotTR	ANOVA
Anteversión-Retroversión Pélvica	Ant-RetPel	ANOVA
Rotación Pélvica	RotPel	<i>Friedman</i>
Torsión de las Hemipelvis Derecha e Izquierda	TorHpel-D-I	ANOVA
Flexoextensión HpelD	Flex-Ext-HpelD	<i>Friedman</i>
Flexoextensión HpelI	Flex-Ext -HpelI	<i>Friedman</i>

Recordemos que:

H₀: Diferentes porcentajes de carga en marcha asistida (en el análisis estadístico: UI10, UI25, UI50, 16 y B50) no provocan diferencias en el factor de estudio.

H₁: Diferentes porcentajes de carga en marcha asistida (en el análisis estadístico: UI10, UI25, UI50, 16 y B50) provocan diferencias en el factor de estudio.

6.5.1 Análisis del segmento cabeza-tronco.

A continuación se describirán los movimientos del segmento cabeza-tronco en cada plano de movimiento.

6.5.1.1 Estudio de la lateroflexión de la cabeza.

Aplicamos la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas, en el Anexo 8 podemos ver en los datos estadísticos y en los promedios de los rangos para cada una de las modalidades de carga. Resultando que UI50 es la que alcanza mayor valor mientras que, B25 y B50 son las de menor valor.

En la prueba de Friedman se obtiene un valor $X^2 = 13,273$ con 4 grados de libertad N.S. $= 0,01 < \alpha=0,05$. Por lo que rechazamos la H_0 y concluimos que sí existen diferencias entre las diferentes modalidades de la variable Lateroflexión de la cabeza.

La prueba de contrastes de Wilcoxon que se observan en la tabla 10 nos indica que las diferencias se hayan entre: B25–UI25 $Z= -3,328$ N.S.=0,001; B25–UI50 $Z= -2,743$ N.S.=0,006 y B50–UI50; $Z= -3,328$ N.S.=0,001. Es decir, las mayores diferencias con respecto a la marcha normal las encontramos entre la marcha unilateral izquierda con el 50% del peso corporal con respecto a las dos modalidades de carga en marcha bilateral. Así como, hay más diferencias en la marcha contralateral al 25% con respecto a la marcha bilateral con la misma carga.

Estadísticos de contraste			
Por recuadro: Valor Z y Sig. asintót. (bilateral)			
LFCab-UI25 - LFCab-UI10	LFCab-UI50 - LFCab-UI10	LFCab-B25 - LFCab-UI10	LFCab-B50 - LFCab-UI10
-,373	-1,153	-1,607	-1,282
,709	,249	,108	,200
	LFCab-UI50 - LF-Cab-UI25	LFCab-B25 - LF-Cab-UI25	LFCab-B50 - LFCab-UI25
	-,081	-3,328	-1,607
	,935	,001	,108
		LFCab-B25 - LFCab-UI50	LFCab-B50 - LFCab-UI50
		-2,743	-2,029
		,006	,042
			LFCab-B50 - LFCab-B25
			-1,347
			,178

Tabla 10. Prueba de contrastes de Wilcoxon para la LFCab.

6.5.1.2 Estudio de la flexoextensión de la cabeza.

Aplicamos la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas. En el anexo 9 observamos los datos estadísticos y los promedios de los rangos para cada una de las condiciones, en ellos vemos que la modalidad UI50, B25 y B50 son las de mayor valor.

En la prueba de Friedman se obtiene un valor $X^2 = 16,873$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,002 < \alpha = 0,05$. Por lo rechazamos la H_0 y que concluimos que sí existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Flexoextensión de la cabeza.

La prueba de contraste de Wilcoxon (tabla 11) nos indica que las diferencias se hayan entre: UI50–UI10 $Z = -2,743$ N.S.=0,006; B25–UI10 $Z = -2,873$ N.S.=0,004 y B50–UI10; $Z = -3,425$ N.S.=0,001; UI50–UI25 $Z = -2,646$ N.S.=0,008; B50–UI25 $Z = -2,224$ N.S.=0,026. Es decir, las mayores diferencias con respecto a la marcha normal se encuentran al deambular con un bastón al 10% de carga con respecto cargar un bastón al 50% y dos bastones en ambas cargas. Asimismo, deambular con un bastón al 25% de carga con respecto al 50% de carga tanto con uno como con dos bastones.

Estadísticos de contraste

Por recuadro: Valor Z y Sig. asintót. (bilateral)			
FlexCab-UI25 - FlexCab-UI10	FlexCab-UI50 - FlexCab-UI10	FlexCab-B25 - FlexCab-UI10	FlexCab-B50 - FlexCab-UI10
-,990 ,322	-2,743 ,006	-2,873 ,004	-3,425 ,001
	FlexCab-UI50 - FlexCab-UI25	FlexCab-B25 - FlexCab-UI25	FlexCab-B50 - FlexCab-UI25
	-2,646 ,008	-1,282 ,200	-2,224 ,026
		FlexCab-B25 - FlexCab-UI50	FlexCab-B50 - FlexCab-UI50
		-,601 ,548	-,601 ,548
			FlexCab-B50 - FE-Cab-B25
			-,925 ,355

Tabla 11. Prueba de contrastes de Wilcoxon para la Flexoextensión de la cabeza.

6.5.1.3 Estudio de la rotación de la cabeza.

De nuevo, aplicamos la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas. Los estadísticos y los promedios de los rangos para cada una de las condiciones se observan en el Anexo 10, reflejan que la modalidad UI50 y B25 son las de mayor valor.

En cuanto al cuadro anterior donde se reflejan los valores de los rangos obtenidos de cada modalidad de marcha asistida, se obtiene un valor $X^2 = 4,945$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,293 > \alpha=0,05$ (Anexo 10). Por lo que no pudiendo rechazar la H_0 , concluimos que no existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Rotación de la cabeza.

6.5.2 Análisis del segmento tronco-pelvis.

6.5.2.1 Estudio de la lateroflexión del tronco.

En este movimiento se emplea la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas. Descriptivamente, mirando los estadísticos y los promedios de los rangos para cada una de las modalidades de marcha asistida, vemos que UI50 es la mayor en diferencias con las restantes (Anexo 11). Sin embargo, se obtiene un valor $X^2 = 5,075$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,280 > \alpha=0,05$, por lo que no pudiendo rechazar la H_0 , concluimos que no existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Lateroflexión del tronco.

6.5.2.2 Estudio de la flexoextensión del tronco.

Descriptivamente en el anexo 12, se observa una diferencia elevada de la modalidad B50 especialmente con UI10 y UI25, aunque también, pero en menor grado, con UI50 y B25. Aplicando la prueba de Friedman efectivamente encontramos sí existen diferencias entre las diferentes condiciones del factor. Se obtiene un valor $X^2 = 22,291$ con 4 grados de libertad N.S. $< 0,001 < \alpha=0,05$. Por lo rechazamos la H_0 y concluimos que sí existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Flexoextensión del tronco.

La prueba de contrastes de Wilcoxon (tabla 12) nos indica que las diferencias se hayan entre: UI50–UI25 $Z = -2,097$ N.S.= $0,036$; B50–UI10 $Z = -3,165$ N.S.= $0,002$ y B50–UI25; $Z = -3,165$ N.S.= $0,002$; B50–B25 $Z = -3,198$ N.S.= $0,001$. Es decir, las mayores diferencias las obtenemos con un bastón al 25% de carga con respecto el 50% en ambas marchas, contralateral

y bilateral. Además, tanto la marcha contralateral al 10% de carga como la marcha bilateral al 25% tienen mayores diferencias respecto a deambular con dos bastones con el 50% de carga.

Estadísticos de contraste			
Por recuadro: Valor Z y Sig. asintót. (bilateral)			
FlexTR-UI25 - FlexTR-UI10	FlexTR-UI50 - FLEXTR-UI10	FlexTR-B25 - FlexTR-UI10	FlexTR-B50 - FlexTR-UI10
-1,120 ,263	-1,932 ,053	-1,899 ,058	-3,165 ,002
	FlexTR-UI50 - FlexTR-UI25	FlexTR-B25 - FlexTR-UI25	FlexTR-B50 - FlexTR-UI25
	-2,094 ,036	-1,315 ,189	-3,165 ,002
		FlexTR-B25 - FlexTR-UI50	FlexTR-B50 - FlexTR-UI50
		-,730 ,465	-1,282 ,200
			FlexTR-B50 - FE-TR-B25
			-3,198 ,001

Tabla 12. Prueba de contrastes de Wilcoxon para la flexoextensión del tronco.

6.5.2.3 Estudio de la rotación del tronco.

Este es el primer movimiento que cumple la normalidad. En el cuadro descriptivo del anexo 13 se observa que las medias son muy parecidas entre sí para la dispersión de datos en las 5 modalidades de marcha asistida en la variable “Rotación del tronco”.

La prueba de esfericidad de Mauchly nos indica que las varianzas de las modalidades de los factores son significativamente diferentes (Anexo 13). Es decir, no tienen una varianza similar por lo que se aplicará el factor de corrección épsilon que sea más potente. Al no encontrar una homogeneidad en la varianza de las 5 modalidades de marcha asistida entre sí, encontramos que la prueba más potente es la de Huynh-Feldt (tabla 13), lo que se refleja en el anexo 13. Por lo que el factor de corrección de los grados de libertad se aplicará en base a la de Huynh-Feldt, que nos da un valor de la prueba $F = 1,461$ con un $N.S. = 0,242$ por lo que debemos aceptar nuestra H_0 . El valor explicado del modelo es de tan sólo $\eta^2 = 0,065$.

Pruebas de efectos intra-sujetos.									
Rotación del tronco									
Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada
RotTR	Esfericidad asumida	2,613	4	,653	1,461	,222	,065	5,842	,435
	Greenhouse-Geisser	2,613	2,017	1,296	1,461	,244	,065	2,945	,296
	Huynh-Feldt	2,613	2,232	1,171	1,461	,242	,065	3,259	,312
	Límite-inferior	2,613	1,000	2,613	1,461	,240	,065	1,461	,211
Error(RotTR)	Esfericidad asumida	37,575	84	,447					
	Greenhouse-Geisser	37,575	42,347	,887					
	Huynh-Feldt	37,575	46,864	,802					
	Límite-inferior	37,575	21,000	1,789					

Tabla 13. Prueba de ANOVA de medidas repetidas para la RotTR.

Como se puede comprobar en el Anexo 13, cualquiera de las medias podría pertenecer a cualquiera de los otros intervalos de confianza del resto de las condiciones. Este movimiento no es estadísticamente significativo.

6.5.3 Análisis del segmento pelvis.

6.5.3.1 Estudio de la anteversión-retroversión pélvica.

Este movimiento también cumple la normalidad. En el anexo 14 se obtiene mayor distancia entre medias aunque con dispersiones igualmente más elevadas, lo que indica una posible diferencia aunque sin cumplir el requisito de homogeneidad de varianza. La prueba de Mauchly es Chi-cuadrado = 41,868; N.S<0,05 y la potencia de prueba son elevados. Se nos presenta en el anexo 14 indistintamente el modelo de esfericidad, como el de Greenhouse-Geisser o el de Huynh-Feldt. El valor F= 29,255 con un N.S< 0,05 por lo que podemos rechazar nuestra Ho. Entendiendo que sí se encuentran diferencias significativas entre las condiciones. El valor explicado del modelo es de un 58,2% Eta= 0,582 (Anexo 14).

Aplicada la prueba de contrastes de Bonferroni (tabla 14), encontramos que las diferencias dentro del factor Anteroversión-Retroversión Pélvica se encuentra entre las sesiones UI25 y UI50 con todas las demás, pero no entre las restantes entre sí. Es decir, como se observa en la tabla 14, que la marcha asistida unilateral izquierda cargando el 25% y el 50% SPP es significativamente diferente con respecto a la marcha bilateral en ambas cargas. Además la

marcha contralateral al 25% obtiene más diferencias que la misma marcha al 50%, y ésta última tiene más diferencias con respecto a la marcha contralateral cargando el 10% del peso corporal.

Comparaciones por pares.						
Anteversión-Retroversión Pélvica						
(I) Ant_Reetr_Pel	(J) Ant_Reetr_Pel	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig.	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia	
					Límite inferior	Límite superior
UI10	UI25	-1,258*	,279	,002	-2,133	-,383
	UI50	-3,284*	,556	,000	-5,026	-1,542
	B25	,168	,195	1,000	-,443	,778
	B50	-,223	,256	1,000	-1,026	,580
UI25	UI10	1,258*	,279	,002	,383	2,133
	UI50	-2,026*	,404	,001	-3,294	-,758
	B25	1,426*	,319	,002	,425	2,427
	B50	1,035*	,307	,029	,074	1,997
UI50	UI10	3,284*	,556	,000	1,542	5,026
	UI25	2,026*	,404	,001	,758	3,294
	B25	3,452*	,526	,000	1,803	5,101
	B50	3,062*	,482	,000	1,551	4,572
B25	UI10	-,168	,195	1,000	-,778	,443
	UI25	-1,426*	,319	,002	-2,427	-,425
	UI50	-3,452*	,526	,000	-5,101	-1,803
	B50	-,390	,215	,844	-1,066	,285
B50	UI10	,223	,256	1,000	-,580	1,026
	UI25	-1,035*	,307	,029	-1,997	-,074
	UI50	-3,062*	,482	,000	-4,572	-1,551
	B25	,390	,215	,844	-,285	1,066

Tabla 14. Prueba de contrastes de Bonferroni para la anteversión-retroversión pélvica.

Las diferencias para UI25 con el resto de sesiones son las siguientes: $t_{UI25/UI10(21)} = 0,279$ NS=0.002; $t_{UI25/UI50(21)} = 0,404$ NS=0.001; $t_{UI25/B25(21)} = 0,526$ NS<0.002; $t_{UI25/B50(21)} = 0,307$ NS<0.029. Y las diferencias de la Sesión 14 con las demás son: $t_{UI50/UI10(21)} = 0,556$ NS=0.000; $t_{UI50/UI25(21)} = 0,404$ NS<0.001; $t_{UI50/B25(21)} = 0,526$ NS<0.000; $t_{UI50/B50(21)} = 0,482$ NS<0.000.

Los valores de las medias de la UI25 y la UI50, como se observan caen fuera del intervalo de confianza al 95% del resto de las sesiones.

6.5.3.2 Estudio de la rotación pélvica.

En el anexo 15 encontramos la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas. Descriptivamente, mirando los datos estadísticos y los promedios de los rangos para cada una de las condiciones, vemos que la modalidad UI50 es la mayor en diferencias con las restantes. En dicho anexo se reflejan los valores de los rangos obtenidos de cada modalidad, se obtiene un valor $X^2 = 3,399$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,493 > \alpha=0,05$.

Por lo que no pudiendo rechazar la H_0 , concluimos que no existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Rotación Pélvica.

6.5.4 Análisis del segmento hemipelvis.

De nuevo, describiremos primero la hemipelvis derecha y a continuación la hemipelvis izquierda en cada uno al describir las hemipelvis. Los movimientos estudiados en este segmento son la torsión y la rotación anterior-posterior.

6.5.4.1 Estudio de la torsión hemipélvica.

Este movimiento sigue la normal y se observan diferencias a simple vista entre los descriptivos teniendo además unas Desviaciones Tipo muy pequeñas (Anexo 16). La prueba de esfericidad de Mauchly nos dice que la Torsión entre la Hemipelvis Derecha e Izquierda, da un valor elevado de Chi Cuadrado de 31,531 y un N.S. $>0,001$. Es decir, que no se conserva tampoco la homogeneidad de varianzas medidas dos a dos entre los valores del factor estudiado (Anexo 16).

La potencia de prueba nos indica que podemos elegir entre Greenhouse-Geisser o Huynh-Feldt que se visualiza en la tabla del anexo 16. Siendo por lo tanto el valor $F = 20,898$ con un N.S. $<0,001$ por lo que podemos rechazar la H_0 y aceptar que existen diferencias entre las distintas condiciones del factor Torsión de la Hemipelvis Derecha e Izquierda (Anexo 16).

Un análisis descriptivo de las medias en los diferentes intervalos de confianza encontrados ya nos indica qué medias están fuera de qué intervalos. Así pues la media de la modalidad UI10 no está dentro del intervalo de confianza de la modalidad UI25 y UI50; y viceversa. Así como la media de las condiciones UI25 y UI50 tampoco se encuentra dentro de los intervalos de confianza de las condiciones B25 y B50 (Anexo 16).

Las diferencias encontradas por la prueba de Bonferroni se exponen en la tabla 15 con los siguientes parámetros: $t_{UI10/UI25 (21)} = -0,288$ NS=0.003; $t_{UI10/UI50 (21)} = 0,465$ NS<0.001; $t_{UI25/B25 (21)} = 0,442$ NS=0,001; $t_{UI25/B50 (21)} = 0,496$ NS<0,002; $t_{UI50/B25 (21)} = 0,618$ NS<0.001; $t_{UI50/B50 (21)} = 0,672$ NS<0.001. Con ello podemos afirmar que la marcha contralateral cargando el 25% y el 50% es más diferente a la marcha contralateral a la marcha bilateral tanto al 25% como al 50% de carga. Del mismo modo, que existen mayores diferencias al deambular cargando un bastón al 10% frente a cargar un bastón con el 25% y 50%.

Torsión de la Hemipelvis Derecha e Izquierda						
(I) TorHpel D_I	(J) TorHpel D_I	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig.	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia	
					Límite inferior	Límite superior
UI10	UI25	-,288*	,067	,003	-,499	-,077
	UI50	-,465*	,071	,000	-,687	-,242
	B25	,154	,076	,567	-,085	,393
	B50	,208	,096	,422	-,093	,509
UI25	UI10	,288*	,067	,003	,077	,499
	UI50	-,177	,064	,119	-,378	,024
	B25	,442*	,095	,001	,144	,740
	B50	,496*	,110	,002	,151	,840
UI50	UI10	,465*	,071	,000	,242	,687
	UI25	,177	,064	,119	-,024	,378
	B25	,619*	,113	,000	,263	,974
	B50	,672*	,118	,000	,302	1,043
B25	UI10	-,154	,076	,567	-,393	,085
	UI25	-,442*	,095	,001	-,740	-,144
	UI50	-,619*	,113	,000	-,974	-,263
	B50	,054	,060	1,000	-,133	,240
B50	UI10	-,208	,096	,422	-,509	,093
	UI25	-,496*	,110	,002	-,840	-,151
	UI50	-,672*	,118	,000	-1,043	-,302
	B25	-,054	,060	1,000	-,240	,133

Tabla 15. Prueba de contrastes de Bonferroni para la Torsión de las hemipelvis derecha e izquierda.

6.5.4.2 Estudio de la flexoextensión de las hemipelvis.

Flexoextensión de la hemipelvis derecha.

En el anexo 17 se reflejan los valores de los rangos obtenidos de cada modalidad, se obtiene un valor $X^2 = 8,191$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,085 > \alpha=0,05$ al aplicar la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas. Por lo que no pudiendo rechazar la H_0 , se concluye que no existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Flexoextensión de la Hemipelvis derecha.

Flexoextensión de la hemipelvis izquierda.

De nuevo en la prueba de Friedman para factores con más de dos medidas repetidas se observa una similitud muy próxima entre los promedios de los rangos para las condiciones UI10 y UI25 entre si y entre UI50, B25 y B50 (Anexo 17). Los valores de los rangos obtenidos de cada modalidad, se obtiene un valor $X^2 = 19,490$ con 4 grados de libertad N.S. = $0,001 < \alpha=0,05$ (Anexo 17). Por lo rechazamos la H_0 y concluimos que sí existen diferencias entre las diferentes condiciones de la variable Flexoextensión Hemipelvis Izquierda.

La prueba de contrastes de Wilcoxon que se observa en la tabla 16 nos indica que las diferencias se hayan entre (Anexo 17): UI50–UI10 $Z= -2,841$ N.S.= $0,005$; B50–UI10 $Z= -3,068$ N.S.= $0,002$ y UI50–UI25; $Z= -3,393$ N.S.= $0,001$; B50–UI25 $Z= -3,295$ N.S.= $0,001$; B50–B25 $Z= -3,100$ N.S.= $0,002$. Es decir, las mayores diferencias las encontramos en una marcha unilateral al 10% y 25% de carga frente a cargar el 50% tanto con uno como dos bastones. Igualmente ocurre que hay mayores diferencias con respecto a la normal en el 25% de carga en marcha bilateral con respecto a 50% en este mismo tipo de marcha.

Estadísticos de contraste

Por recuadro: Valor Z y Sig. asintót. (bilateral)			
Flex-Ext-Hpell-UI25 - Flex-Ext -Hpell-UI10	Flex-Ext -Hpell-UI50 - Flex-Ext -Hpell-UI10	Flex-Ext -Hpell-B25 - Flex-Ext -Hpell-UI10	Flex-Ext -Hpell-B50 - Flex-Ext -Hpell-UI10
-.087 ,931	-2,841 ,005	-1,217 ,223	-3,068 ,002
	Flex-Ext -Hpell-UI50 - Flex-Ext -Hpell-UI25	Flex-Ext -Hpell-B25 - Flex-Ext -Hpell-UI25	Flex-Ext -Hpell-B50 - Flex-Ext -Hpell-UI25
	-3,393 ,001	-1,347 ,178	-3,295 ,001
		Flex-Ext -Hpell-B25 - Flex-Ext -Hpell-UI50	Flex-Ext -Hpell-B50 - Flex-Ext -Hpell-UI50
		-1,185 ,236	-,698 ,485
			Flex-Ext -Hpell-B50 - Flex-Ext -Hpell-B25
			-3,100 ,002

Tabla 16. Prueba de contrastes de Wilcoxon para la flexoextensión de la hemipelvis izquierda.

6.6 ESTUDIO DE LA SIMETRÍA.

Recordemos que en el estudio de simetría se toman los valores del rango de movimiento hacia un lado y otro para ver si hay más cantidad de movimiento hacia la derecha que hacia la izquierda y viceversa^(77,79). Por tanto sólo se cogerán los valores máximos en positivo en cada dirección en los movimientos del plano frontal y transversal.

6.6.1 Análisis del segmento cabeza-tronco.

Como se observa en la tabla 17 los movimientos de la cabeza no obtienen valores significativos, por lo que son simétricos.

Prueba de muestras relacionadas

		Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
Media	Desviación ttp.	Error ttp. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia						
			Inferior	Superior					
Par 1	LFCab-MN-max - LFCab-MN-min	-.05495848455	.41174022995	.08778331198	-.23751387547	.12759690638	-.626	21	.538
Par 2	LFCab-UI10-max - LFCab-UI10-min	-.09000829273	.89295281406	.19037817963	-.48592139082	.30590480537	-.473	21	.641
Par 3	LFCab-UI25-max - LFCab-UI25-min	.053378909091	1.223731995661	.260900538102	-.489193462043	.595951280225	.205	21	.840
Par 4	LFCab-UI50-max - LFCab-UI50-min	-.01390409091	1.14493147611	.24410021088	-.52153826896	.49373008715	-.057	21	.955
Par 5	LFCab-B25-max - LFCab-B25-min	.02709042273	.44421969376	.09470795693	-.16986555571	.22404640116	.286	21	.778
Par 6	LFCab-B50-max - LFCab-B50-min	.10704059273	.64120951379	.13670632767	-.17725577897	.39133696442	.783	21	.442
Par 13	RotCab-MN-max - RotCab-MN-min	.0493238955	.5837228045	.1244501201	-.2094842972	.3081320881	-.396	21	.696
Par 14	RotCab-UI10-max - RotCab-UI10-min	-.13889163818	1.20508322881	.25692460765	-.67319560930	.39541233294	-.541	21	.594
Par 15	RotCab-UI25-max - RotCab-UI25-min	-.05936149364	1.33411052089	.28443331875	-.65087296121	.53214997394	-.209	21	.837
Par 16	RotCab-UI50-max - RotCab-UI50-min	.44831844091	1.35331041757	.28852675048	-.15170578396	1.04834266578	1.554	21	.135
Par 17	RotCab-B25-max - RotCab-B25-min	-.28015360818	.99586468186	.21231906357	-.72169527227	.16138805591	-1.319	21	.201
Par 18	RotCab-B50-max - RotCab-B50-min	-.35291484636	1.21621583056	.25929808632	-.89215473658	.18632504386	-1.361	21	.188

Tabla 17. Prueba de muestras relacionadas para el segmento cabeza-tronco.

6.6.2 Análisis del segmento tronco-pelvis.

La rotación TR en la marcha normal y la marcha asistida cargando el bastón izquierdo al 25% y 50% de carga del peso corporal obtiene significación estadística para las siguientes modalidades:

En la marcha normal la RotTR derecha es mayor $\bar{X}=0,63 \pm 0,56$ grados y la marcha asistida contralateral es mayor hacia la izquierda para las tres modalidades de carga; al 10% $\bar{X}=0,13 \pm 0,67$, al 25% $\bar{X}=0,42 \pm 0,7$ y al 50% $\bar{X}=0,81 \pm 1,03$ (tabla 18).

En todos los casos el tamaño del efecto es grande, $TE > 0,8$.

Prueba de muestras relacionadas

		Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 19	LFTR-MN-max - LFTR-MN-min	,0059474455	,4898482177	,1044359909	-,2112390872	,2231339781	,057	21	,955
Par 20	LFTR-UI10-max - LFTR-UI10-min	,2051450545	,8788844961	,1873788042	-,1845305008	,5948206099	1,095	21	,286
Par 21	LFTR-UI25-max - LFTR-UI25-min	,3195541227	1,2275490585	,2617143386	-,2247106393	,8638188847	1,221	21	,236
Par 22	LFTR-UI50-max - LFTR-UI50-min	-,09299018818	1,45657399193	,31054261850	-,73879891700	,55281854064	-,299	21	,768
Par 23	LFTR-B25-max - LFTR-B25-min	,4583226682	,9863655829	,2102938489	,0209926686	,8956526678	2,179	21	,041
Par 24	LFTR-B50-max - LFTR-B50-min	,471787565909	1,482894992837	,316154274753	-,185691240937	1,129266372755	1,492	21	,150
Par 31	RotTR-MN-max - RotTR-MN-min	,6336807409	,588396826	,1191450207	,3859051064	,8814563754	5,319	21	,000
Par 32	RotTR-UI10-max - RotTR-UI10-min	-,1354540182	,6695065217	,1427392700	-,4322965803	,1613885440	-,949	21	,353
Par 33	RotTR-UI25-max - RotTR-UI25-min	-,4191295455	,6961660830	,1484231076	-,7277922949	-,1104667960	-,2824	21	,010
Par 34	RotTR-UI50-max - RotTR-UI50-min	-,8092625682	1,0282862923	,2192313741	-,12651791690	-,3533459673	-,3,691	21	,001
Par 35	RotTR-B25-max - RotTR-B25-min	,2892042864	1,0323496174	,2200976780	-,1685138919	,7469224646	1,314	21	,203
Par 36	RotTR-B50-max - RotTR-B50-min	,033362662273	1,151739836730	,245551758246	-,477290173773	,544015498319	-,136	21	,893

Tabla 18. Prueba de muestras relacionadas para el segmento tronco-pelvis.

6.6.3 Análisis del segmento pelvis.

En este segmento no obtiene significación, por lo que es simétrico (tabla 19).

Prueba de muestras relacionadas

		Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 43	RotPel-MN-max - RotPel-MN-min	-,9498855136	3,1463526084	,6708046300	-,23449001093	,4451290820	-,1,416	21	,171
Par 44	RotPel-UI10-max - RotPel-UI10-min	-,572393955455	4,093540547590	,872745777177	-,2,387368156599	1,242580245690	-,656	21	,519
Par 45	RotPel-UI25-max - RotPel-UI25-min	-,902985336818	4,134235420695	,881421953275	-,2,736002633895	,930031960259	-,1,024	21	,317
Par 46	RotPel-UI50-max - RotPel-UI50-min	-,1230968709091	4,183302374018	,891883062873	-,3,085741074519	,623803656337	-,1,380	21	,182
Par 47	RotPel-B25-max - RotPel-B25-min	-,1229479290909	4,324769333150	,922043919900	-,3,146974592181	,688016010362	-,1,333	21	,197
Par 48	RotPel-B50-max - RotPel-B50-min	-,1154355710455	4,739268682515	1,010415478114	-,3,255629727667	,946918306758	-,1,142	21	,266

Tabla 19. Prueba de muestras relacionadas para el segmento pelvis.

7.- DISCUSIÓN.

7. DISCUSIÓN.

Esta investigación es novedosa en el estudio de la cinemática tridimensional de la marcha asistida en función del porcentaje de carga aplicado sobre uno o dos bastones canadienses durante un ciclo de la marcha. La implementación de las nuevas tecnologías, utilizadas en esta investigación, permiten comprender el verdadero sentido de la medición científica, contribuye al avance de la Fisioterapia, en concreto, su importancia para la valoración de la capacidad funcional y decisiones críticas en pautas de tratamiento⁽³⁷⁾.

Por un lado, la consideración del Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 es clave en esta investigación, pues es el primer dispositivo que permite conocer el porcentaje del peso corporal concreto aplicado sobre el bastón de antebrazo en cada momento, pudiendo controlar la carga corporal ejercida a través del miembro superior^(19,32), durante toda la zancada. Investigaciones anteriores habían propuesto una báscula como medio de control de carga, pero se ha demostrado que en esas investigaciones los sujetos excedían hasta en 50% del peso corporal que se le requería en cada momento^(15,16,23,40,108). Otros investigadores^(18,95,107), utilizaron las plataformas de fuerza para objetivar si el sujeto realmente ejercía la carga prescrita por el fisioterapeuta, dando como resultado que los individuos excedían el peso requerido en todos los casos puesto que difícilmente pueden extrapolar esas sensaciones estáticas, donde la fuerza es exclusivamente vertical, a una sensación dinámica como es la marcha humana^(15,18,19,95,107,108). Tveit et al.⁽⁴⁾, Hershko E. et al.⁽⁵⁾ y Vasarhelyi et al. utilizaron plantillas con sensores de fuerza, método con un alto costo⁽¹³¹⁾, para permitir el registro de la carga durante todo el ciclo de la marcha. De nuevo los sujetos excedieron el peso requerido el motivo es que pese a poder registrar el peso durante el ciclo, este sistema no tiene un programa de feedback simultáneo, por lo que el proceso enseñanza-aprendizaje no puede realizarse en el acto sino a posteriori.

Por otro lado, los sistemas de análisis de movimiento tridimensionales responden a varias necesidades para la comprensión del movimiento y su implementación en la evaluación fisioterapéutica permite avances en el diagnóstico y actuaciones concretas en la reeducación funcional de la marcha⁽³⁷⁾⁽¹¹³⁾. Según Vilaseca C. et al.⁽⁵⁰⁾ los sistemas de análisis de movimiento tridimensionales están considerados como la única técnica exploratoria que analiza de forma objetiva y contrastable el movimiento y el momento de fuerza que subyacen a la dinámica de la marcha. Por tanto, este método no invasivo⁽⁷¹⁾ es muy valioso en investigación tanto de la marcha normal como de la marcha asistida.

En este apartado discutiremos en primer lugar sobre los parámetros cinemáticos de la marcha normal en relación a la bibliografía existente. Continuaremos, profundizando en la marcha asistida haciendo referencia a los resultados obtenidos en los movimientos de los diferentes segmentos en relación los diversos estudios que se han realizado con anterioridad al nuestro y en comparación con la marcha normal. Por último, se propone el tipo de marcha asistida con el porcentaje adecuado entre las distintas modalidades de marcha asistida estudiadas para intentar establecer un criterio en sobre la progresión de las cargas en los bastones de antebrazo.

7.1 INTERPRETACIÓN DE LOS ASPECTOS CINEMÁTICOS EN RELACIÓN CON LA MARCHA NORMAL.

La marcha humana en sujetos sanos ha sido estudiada para determinar las características esenciales de una locomoción eficaz y eficiente^(11,30,46,47,50,58,60,61). Partiendo de unos parámetros de normalidad^(6,42) diferentes autores han comparado y descrito patrones anómalos que afectan a la funcionalidad de la marcha en distintas patologías^(20,26,46,49,60,67-70,113) y como evolución del tratamiento en afecciones de miembro inferior^(37,71,72). Esto es esencial en la toma de decisiones terapéuticas.

Nos gustaría destacar que nuestra muestra describe un patrón de movimiento acorde con la literatura existente en marcha humana normal en todas las variables estudiada^(6,42,44,76). Exponiendo un ejemplo, en referencia a los movimientos de la cabeza, éste describe dos dobles curvas sinusoidales en los tres planos del movimiento^(42,76), es decir, existen dos ciclos de desplazamiento hacia arriba y hacia abajo en la senoide para cada zancada. En esta investigación solo se ha estudiado una zancada por lo que este segmento se caracteriza por tener una doble senoide y media^(6,28,42). El motivo es que la zancada derecha se compone de la fase de apoyo y de oscilación para el pie derecho, pero también está incluida parte de la fase de apoyo de la zancada izquierda, por tanto sólo falta la fase de oscilación de la zancada izquierda para completar las dos dobles sinusoides que expone la literatura. Otro ejemplo lo vemos en la cinemática del tronco donde la cantidad de movimiento es simétrica.

A continuación, describiremos los rasgos más importantes de los segmentos estudiados en función del plano de movimiento en que se producen:

En primer lugar, mencionar que según la bibliografía^(6,42,44,50,76) lo más estudiado en la cinemática de la cabeza son los desplazamientos, mientras que el movimiento angular ha sido

poco estudiado. Esto es debido a que, en los estudios de la marcha, el sujeto anda mirando al frente lo que implica un movimiento relativo entre la cabeza y tronco de 0-2° en los tres planos⁽⁴²⁾, es decir, es un movimiento pasivo resultado de la activación de la unidad locomotora⁽⁴²⁾. Sin embargo, creímos interesante incluirla como variable de estudio en marcha normal y en la marcha asistida para así comparar y objetivar su comportamiento ante las distintas modalidades de cargas sobre los bastones. De esta forma, los datos obtenidos en lateroflexión (1,62°) y flexoextensión (0,76°) concuerdan con los datos aportados por Perry J. et al., Soler C. et al., y Plas Y. et al.^(6,42,44,83). Sin embargo, los datos obtenidos en rotación cervical sugieren una discrepancia con respecto a la bibliografía^(6,42,44,83), pues obtuvimos 3,79° y no debería superar los dos grados. Este ligero aumento del movimiento en rotación puede ser debido a que las indicaciones de los investigadores venían dados desde ambos lados del participante (ver Figura 21), por lo que pudo hacer pequeños movimientos de rotación con la intención de atender a las indicaciones. La amplia desviación típica quiere decir que hay variabilidad entre los sujetos pero dado que estamos hablando de movimientos muy pequeños puede ser normal que haya esta gran dispersión en los datos.

La mayor amplitud de movimiento en la marcha normal la obtuvimos en el segmento tronco-pelvis, en concreto en el plano frontal, con 11,83°⁽⁴²⁾. Un patrón característico en la lateroflexión del tronco es que se mantiene neutro, con valores próximos a cero en lateroflexión izquierda, al inicio de la fase de vuelo, aspecto que ha de ser tenido en cuenta cuando se describa este movimiento en la marcha asistida. Este movimiento está íntimamente relacionado con la basculación de la pelvis hacia el lado sin carga en 4° y 6° a cada lado^(41,76), que es otro mecanismo de optimización de la marcha.

Profundizando en los movimientos en el plano sagital, en los segmentos tronco-pelvis y pelvis, observamos que el patrón de movimiento es similar en ambos, pero la amplitud permanece próxima a cero (1,86°) en la cinemática del tronco, mientras que en la pelvis es casi ocho veces mayor, con un valor de 9,68°. Según la bibliografía, la pelvis presenta pequeños movimientos en anteversión y retroversión pélvica que oscila de 3° a 10° según el autor^(6,42,76) y en el tronco oscila en torno a los 2° de movimiento⁽²²⁾, lo que coincide con el resultado obtenido. Sin embargo, nuestros resultados no coinciden por lo propuesto por Viladot A.⁽⁴¹⁾ que expone que la pelvis oscila entre 18° y 25° en función de la velocidad, este ángulo repercute y a la vez está influido por el grado de lordosis de la columna lumbar.

Desde un punto de vista funcional, el patrón cinemático obtenido en tronco, pelvis y hemipelvis coincide con lo descrito por Soler E. et al. y Perry J. et al.^(6,42). En un primer momento, en el contacto inicial, la posición de la pelvis en el plano sagital es neutral. En la fase de respuesta a la carga, tiene lugar simultáneamente la descarga del miembro opuesto, con lo que dicho lado de la pelvis queda sin soporte originándose una rápida y ligera extensión del tronco. Durante la fase media del apoyo la pelvis continúa la anteversión global de la pelvis, presentando una anteversión de casi 6° aunque Soler E. et al. y Perry J. et al.^(6,42) lo cuantifican en 5°, y también comienza una flexión en la hemipelvis contralateral al apoyo. Cuando comienza la oscilación del miembro inferior implicado, se descarga dicho lado para que la pelvis comience a rotar. Sin embargo, en la fase media de oscilación, la pelvis vuelve a experimentar un movimiento de retroversión, para luego alcanzar la rotación máxima izquierda (recordemos que hablamos de la zancada derecha). Al final de la oscilación, la hemipelvis que sigue al miembro en oscilación adopta unos 3° de anteversión según Soler E. et al. y Perry J. et al.^(6,42), lo que no coincide con nuestros resultados que sólo alcanza 1°.

Es necesario resaltar varios aspectos de la cinemática de la hemipelvis derecha y de la hemipelvis izquierda para tener una visión global durante una misma zancada. Por un lado, el patrón de movimiento es en espejo⁽⁴²⁾, es decir, comienzan en direcciones opuestas pero el patrón cinemático es similar: la hemipelvis derecha comienza en flexión y luego cambia a extensión y, la hemipelvis izquierda comienza con una brusca extensión para cambiar progresivamente a flexión. De hecho, la máxima flexión en la hemipelvis derecha y la máxima extensión en la hemipelvis izquierda se producen en el del apoyo monopodal del pie derecho y fase inicial de oscilación del pie izquierdo (ver figura 1), esto sugiere que la hemipelvis derecha se estabiliza en flexión hasta el contacto del pie izquierdo posiblemente para proveer de estabilidad al apoyo, donde se vuelve neutra. De la misma forma, cuando ocurre la fase inicial de la oscilación del pie derecho la hemipelvis derecha alcanza la máxima extensión, mientras que la hemipelvis izquierda va progresivamente desde la flexión a neutro preparándose para el apoyo del talón derecho. Por otro lado, pese a que los valores máximos en cada dirección son similares, el cambio de dirección ocurre antes en la hemipelvis izquierda, 37%, frente al 45% de la hemipelvis derecha, por lo que dicho cambio de dirección se produce a casi mitad del ciclo en la hemipelvis derecha pero a mitad de la fase de apoyo para la hemipelvis izquierda. Este hecho es muy importante tenerlo en cuenta en la descripción posterior de este segmento en la marcha asistida puesto que se producen en momentos diferentes. Las referencias en cuanto al movimiento de flexión o extensión de las hemipelvis son distintas según el autor, para Soler E.

et al.⁽⁶⁾ la caída de la hemipelvis en el plano sagital alcanza alrededor de los 5-6°, mientras que para Plas Y. et al.⁽⁴⁴⁾ y Asencio G.⁽⁷⁶⁾ sólo llega a 4°, sin embargo Perry J. et al.⁽⁴²⁾ aclara que la inclinación anterior o posterior de la hemipelvis (flexoextensión) es adicional a la anteversión o retroversión pélvica, siendo de 4°. La amplitud obtenida en este estudio en el plano sagital coincide con los datos arrojados por Soler E. et al.⁽⁶⁾ 5,3°-5,45°, mientras que la relación entre ellas, torsión, es menor y sólo alcanza los 2°.

Por último, la característica principal de la rotación del tronco es que comienza en rotación contraria al pie de avance por lo que el cambio de dirección ocurre casi a mitad de la fase de apoyo, concretamente en el 34%, donde existe el máximo apoyo monopodal del pie derecho y comienza el avance del pie izquierdo. Todos los autores consultados, en este aspecto, coinciden que la rotación pélvica alcanza los 10°^(6,42,44,76,83,84), y en cuanto a esta investigación se alcanzan los 9,8° de amplitud.

La rotación opuesta de las cinturas escapular y pelviana^(6,89) es otro mecanismo de optimización de la marcha (ver apartado 2.1.2). Como vimos en los resultados: la pelvis rota primero hacia la derecha puesto que hablamos de la zancada derecha, donde primero ocurre el paso izquierdo, para luego rotar hacia la izquierda; y el movimiento del tronco ocurre justo al contrario, lo que genera la contrarotación del tronco y pelvis⁽⁴¹⁾. Bruijn SM et al.⁽¹¹⁾ lo estudió a cadencia normal y observó que la pelvis, la cadera y el tórax tienden a girar en direcciones diferentes, pero no hay diferencias en los patrones de movimiento que describen en contrarotación⁽¹¹⁾, lo que concuerda con los resultados de este estudio. El tórax comienza a girar en dirección opuesta respecto a la pelvis, aumentando la fase relativa entre tórax y pelvis, mayor a medida que aumenta la velocidad. El avance de la pelvis de un lado alarga el paso sin aumentar la caída del centro de gravedad en el momento del contacto del talón⁽¹¹⁾. En cuanto a la cadera, a velocidades más bajas, la pelvis tiene un gran retraso con respecto a ésta, mientras que a velocidades más altas, la rotación pélvica nunca precedió a la pierna en oscilación. Por lo tanto, la pelvis no hace avanzar la parte superior del miembro inferior, pero se mueve más en el sentido de la pierna en velocidades más altas. Esto permite una mayor longitud de paso. A velocidades más altas, la contribución de los brazos aumenta, mientras que la de pelvis y tórax disminuye⁽¹¹⁾. Sin embargo, puede haber algunas limitaciones en este estudio ya que se realizó en cinta rodante⁽¹¹⁾, sin tener en cuenta la cadencia del sujeto.

En cuanto a la amplitud en rotación del tronco es de 9,8° y para la pelvis es menor, llegando a 7,12°. La rotación de la pelvis es otro de los mecanismos de optimización de la

marcha^(6,42,44) y según la bibliografía la rotación pélvica oscila entre 4° y 16° de amplitud según la talla del individuo, la edad y la velocidad de la marcha, a cada lado, entre 7°-10°^(6,76). Otros autores son más concretos, como Perry J. et al.⁽⁴²⁾ y Viladot A. et al.⁽⁴¹⁾ que lo describen en 10° o Plas Y. et al.⁽⁴⁴⁾ en 8°. La amplitud obtenida en esta investigación entra dentro de los rangos descritos por los primeros autores. Se trata pues de una rotación simétrica alrededor de 10°, lo que coincide con nuestros resultados.

7.2 INTERPRETACIÓN DE LOS ASPECTOS CINEMÁTICOS EN RELACIÓN CON LA MARCHA ASISTIDA: ALGUNAS CONSIDERACIONES CLÍNICAS.

Los dispositivos de ayuda a la deambulación afectan a la postura, parámetros temporo-espaciales, cinemáticos y cinéticos⁽²⁰⁾. Los sistemas de análisis del movimiento permiten estudiar variables cinemáticas⁽³⁷⁾ de la marcha como el desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores y pelvis^(7,12,14,22,35,38,97); consumo de energía en el desplazamiento^(13,34,35,68,126); la actividad electromiográfica en miembros inferiores⁽⁹⁶⁾ y tronco⁽³⁸⁾. Sin embargo, lo más estudiados son; eventos espaciotemporales⁽¹⁶⁾ como el contacto inicial del talón^(34,48,49,124) y despegue de los dedos^(48,124), pasos por minuto⁽¹²⁶⁾ y velocidad^(12,96), longitud del paso y de la zancada^(20,35,37,75), ancho del paso y de la base de apoyo⁽³⁴⁾; mediciones temporales^(7,22,34,67,69,97) como tiempo de oscilación, tiempo de apoyo, tiempo de apoyo monopodal y bipodal, simetría⁽³⁵⁾, y porcentaje de un ciclo de la marcha^(34,35). Como vemos, los segmentos objeto de este estudio cinemático han sido poco estudiados, por lo que consideramos indispensable arrojar luz a la ciencia en cuanto al movimiento en cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis con porcentaje de cargas concretos, sobre uno o dos bastones canadienses, que ayuden a tomar decisiones objetivas en la intervenciones terapéuticas durante la recuperación⁽¹⁴²⁾.

Algunos de estos estudios, han comparado los resultados obtenidos durante la marcha asistida con datos propios durante la marcha normal de sus mismos sujetos o en base a la literatura universal, puesto que cuanto más se acerquen a valores normales más correcta será la marcha asistida^(13,14,22,39,69). El motivo es que la marcha humana es considerada el proceso de locomoción más eficiente y eficaz para el desplazamiento del cuerpo humano, por ello, es importante que los datos obtenidos en marcha asistida se comparen con la marcha normal y podamos establecer una aproximación sobre cuál es el porcentaje de peso correcto en base a la cinemática.

Centrándonos en los segmentos de estudio de esta tesis doctoral podemos considerar que los distintos porcentajes de peso aplicado sobre un bastón (10%, 25% y 50%) o dos bastones (25% y 50%) producen cambios en la cinemática de los mismos. A rasgos generales, como se expondrán en los apartados posteriores, la marcha asistida describe el mismo patrón de movimiento que la marcha normal⁽¹³⁹⁾ sin embargo, los eventos más significativos de cada fase del ciclo de la marcha ocurren en momentos diferentes y la amplitud resultante varía respecto a los parámetros normales porque los valores máximos que se obtienen en cada dirección son distintos.

7.2.1 Movimientos en el plano frontal.

Los datos obtenidos ponen en valor el hecho de que la marcha asistida provoca cambios cinemáticos en los movimientos de la cabeza y tronco. En concreto, respecto a la marcha normal, la marcha asistida produce un aumento general de la amplitud de movimiento en lateroflexión, mientras que en el tronco implica una menor amplitud de movimiento en todas sus modalidades de carga aplicada sobre el/los bastón/es de antebrazo. Por un lado, en el movimiento de la cabeza, pese a que todos los valores angulares son más elevados, éstos van cambiando conforme se varía el porcentaje de carga: la amplitud angular disminuye en la marcha unilateral conforme aumenta la carga; mientras que, va aumentando la amplitud en la marcha bilateral al aumentar del 25% al 50% del peso corporal. Estos datos coinciden con Lee JU et al.⁽⁹¹⁾ donde objetivó que la marcha bilateral hacía disminuir la movilidad en lateroflexión de la cabeza con respecto a la marcha unilateral. Sin embargo, este estudio fue realizado bajo análisis visual por lo que no es posible analizar las pequeñas diferencias del segmento, hecho que nuestro análisis tridimensional es capaz de recoger. Además, fue realizado con bastones axilares y en esta investigación fueron empleados los bastones de antebrazo. Por otro lado, en la lateroflexión de tronco, todos los valores máximos en cada dirección disminuyen. Pese a esta disminución global, los más elevados y, por tanto, los más parecidos a la marcha normal, son la marcha asistida al 25% del peso corporal con uno y dos bastones. Se ha de resaltar que la amplitud de movimiento es similar en cuanto al porcentaje de carga independientemente del número de bastones, es decir, la marcha asistida contralateral cargando el 50% del peso corporal obtiene un rango análogo a la marcha bilateral con el 50% de carga, y de igual forma para el 25% de carga con uno y dos bastones.

Profundizando en la cinemática contralateral y bilateral de la marcha asistida, en ambos casos, el movimiento de lateroflexión de la cabeza comienza en la dirección de la zancada, es

decir, lo primero que ocurre es una lateroflexión derecha al comienzo de la zancada derecha y cambia al final de la fase de apoyo a lateroflexión izquierda, mientras que en la marcha normal oscilaba en valores cercanos a 0°. La modalidad de marcha con una amplitud similar a la normal es la marcha bilateral al 25% de carga, sin embargo, el patrón de movimiento más parecido es la marcha unilateral izquierda al 50% durante el ciclo y en menor medida con el 25%. Este hecho ha de ser tenido en cuenta si apareciera alguna compensación como dolor o sobrecarga a nivel cervical, puesto que se podría reducir la tensión a través de la modificación de la carga, si la fase de recuperación del miembro inferior lo permite. Por contra, las restantes marchas unilaterales obtienen diferencias significativas y aumento de movilidad en casi toda la fase de apoyo, esto nos indica que el control o apoyo del bastón contra el suelo genera una inestabilidad lateral en el conjunto cráneo-cervical que es compensada con un aumento de la movilidad hacia el lado del apoyo. El aumento de movilidad puede provocar en el lado del bastón sobrecarga a nivel del trapecio superior y escalenos, pinzamiento, y por tanto, puede hacer protruir el disco intervertebral hacia el lado contrario a la carga, provocando sintomatología neurológica por compresión del nervio raquídeo cervical correspondiente, a saber: circunflejo, cubital, mediano o radial. En el caso de dos bastones, la sobrecarga puede producirse de forma bilateral puesto que resulta significativo en ambos lados, aunque en menor medida que en la marcha contralateral.

Por último, cabe destacar varios aspectos: primero, resaltar que la amplitud del movimiento en el tronco es simétrico en cuanto a cantidad de movimiento hacia un lado y hacia el otro, comienza hacia el lado del apoyo, lateroflexión derecha, lo que coincide con la marcha normal; segundo, en la marcha bilateral, la lateroflexión de tronco al final de la fase apoyo no tiene un tiempo de lateroflexión neutra como ocurre en la marcha normal, por lo que el cambio de dirección de lateroflexión derecha a izquierda ocurre progresivamente lo que puede sobrecargar el cuadrado lumbar y los paravertebrales del lado al que se va inclinando. Datos parecidos obtuvieron Li S. et al.⁽²²⁾ donde el uso de dos bastones a tres puntos cargando sobre ellos el 10% y 90% del peso corporal disminuyó el movimiento en la inclinación de tronco. Sin embargo, en la marcha contralateral estos momentos donde la movilidad es cercana a 0° sí existe, pero comienza más tarde en el ciclo y durante más tiempo, esta falta de movilidad mantenida durante más tiempo podría provocar bloqueos o reducción de la movilidad articular. Todas las modalidades de carga producen diferencias en la fase vuelo respecto a la marcha normal, sin embargo, las mayores diferencias con respecto a la marcha normal la encontramos en la marcha contralateral al 10% y 25% de carga en los dos primeros tercios de la fase de

apoyo y en la marcha bilateral casi todo el ciclo obtiene valores diferentes a la normal, y en menor medida en el 50%, pero este hecho es relativo pues en parte es debido a que los eventos de la marcha se retrasan en el tiempo. Estudios posteriores deberían analizar esta peculiaridad de la marcha asistida en el segmento tronco-pelvis, así como analizar el desplazamiento del centro de gravedad reflejado en el tronco para dar mayor sentido a los resultados obtenidos. Por tanto, la marcha unilateral al 50% es la modalidad más parecida al ciclo normal pero con menor amplitud de movimiento respecto a ésta.

La consecuente reducción de los valores máximos que se alcanzan, hace reducir la amplitud y nos indican que el uso del bastón reduce la movilidad en lateroflexión del tronco, cuanto más al 50% sobre un bastón y sobre dos bastones. Esto podría producir algún bloqueo vertebral en la zona lumbar derecha por el déficit de movilidad que produce el impacto del bastón y que queda fijado por el espasmo del psoas mayor en todas las modalidades de marcha asistida así como, sobrecarga en la zona paravertebral y cuadrado lumbar izquierdo en la marcha bilateral. Esto ocurriría con cualquier modalidad de marcha asistida. Por todo ello, la marcha contralateral cargando el 10% y el 25% del peso corporal y la marcha bilateral cargado el 25% sería lo más óptimo en este caso.

7.2.2 Movimientos en el plano sagital.

En cuanto a la flexoextensión de la cabeza, tanto la amplitud como el patrón de movimiento cargando el 10% y 25% de carga contralateral se asemejan a la marcha normal, no así cargando el 50% del peso corporal y en la marcha bilateral donde alcanzan valores casi tres veces por encima de lo normal. Cabe resaltar que el aumento en la marcha contralateral al 50% de carga es debido a que los valores en flexoextensión aumentan bruscamente sólo en la fase de respuesta a la carga y en la oscilación final, lo que supone que los momentos que rodean el primer contacto del bastón genera un aumento de la activación de la musculatura flexoextensora del cuello y puede producir sobrecargas en la musculatura anteroposterior cervical. Sin embargo, en la marcha asistida con dos bastones aumentan las diferencias con respecto a la normal, sobre todo por el aumento en los valores de extensión. Esto nos conduce a pensar que al aumentar la carga y el número de bastones se fuerza más la movilidad de la cabeza en extensión lo que podría provocar un pinzamiento bilateral y sobrecarga en los paravertebrales cervicales posteriores y musculatura corta de la nuca, lo que lleva consigo la probabilidad de que aparezcan dolores de cabeza y mareos por cierre del agujero rasgado posterior. Sería desaconsejable la marcha asistida bilateral o unilateral al 50% en personas que tuviesen una

patología cervical pues la misma afección impediría el aumento de movimiento en extensión que se produce en este tipo de marcha, y por tanto, dolor y sobrecarga. Al relacionarlo con los datos obtenidos en el plano frontal, esta sintomatología podría acentuarse en el lado izquierdo.

Con esto podemos deducir que la mejor opción en cuanto al movimiento de flexoextensión de la cabeza es caminar con un bastón al 10% y 25% de carga y en menor medida al 50%. Mientras que la marcha asistida con dos bastones sería la más perjudicial por el aumento en extensión. Según nuestra experiencia clínica y métodos de observación global cualitativos del análisis del movimiento, los resultados obtenidos en esta variable no son apoyados definitivamente desde la Fisioterapia, pues a rasgos generales la marcha asistida con el 50% de carga sobre el bastón está desaconsejada.

El patrón de movimiento en tronco, pelvis y hemipelvis merecen una atención especial con una visión global pues la biomecánica de los mismos están íntimamente relacionadas entre sí ya que, la pelvis es el nexo de unión entre la unidad de pasajeros y la unidad locomotora descrita por Perry J. et al.⁽⁴²⁾ donde se produce la transmisión de fuerzas tras el contacto del talón. A rasgos generales, las diferencias significativas encontradas respecto a la marcha normal, se producen:

De un lado, a partir de la fase media del apoyo del pie derecho (10-30% del ciclo) los eventos de la marcha ocurren en momentos posteriores respecto a la marcha normal, es decir, pese a que el patrón de movimiento es similar, los diferentes valores máximos en flexión y extensión ocurren retrasado en el tiempo durante el ciclo (ver apartados 6.4.2.2, 6.4.3.1 y 6.4.42). Esto implica una alteración biomecánica en la marcha donde el cuerpo debe adaptarse articular y muscularmente.

Por otro lado, el rango de movimiento y por tanto los valores angulares recogidos cambian en función de la carga aplicada y del número de bastones (ver apartados 6.4.2.2, 6.4.3.1 y 6.4.42). A continuación, describiremos cada movimiento para, por último, poder visualizar mejor la relación entre ellos:

✓ Conforme aumenta la carga en la marcha contralateral, el movimiento del tronco, aumenta en flexión al inicio del ciclo (fase de respuesta a la carga), disminuye la flexión en la fase final del apoyo hasta llegar a 0° en el 50% de carga y aumenta la extensión en los últimos momentos de la fase de oscilación. Esto provoca una tendencia hacia la extensión del tronco y la consecuente hiperlordosis lumbar, lo que genera dolor lumbar e incluso provocar una

espondilolistesis según los datos reportados por Yeung EH et al.⁽³⁸⁾. En cuanto a la marcha bilateral, la marcha de elección podría ser con el 25% de carga pues es la que más se acerca a los valores en marcha normal, mientras que al 50%, al contrario de la marcha contralateral, los valores en flexión de la fase final del apoyo e inicio de la oscilación aumentan respecto a la marcha normal. Un aumento en flexión puede provocar que el disco intervertebral se deslice hacia posterior comprimiendo el ligamento común vertebral posterior lo que provoca dolor tipo lumbalgia bilateral, también puede provocar acortamiento del diafragma lo que genera dolor en la zona dorsal baja. La posición del tronco hacia adelante con respecto a la pierna reduce el consumo de energía por unidad de distancia y la magnitud del contacto del impulso⁽²⁰⁾. Por el contrario, si el torso está en una posición recta o se inclina ligeramente hacia la parte posterior, el pie se levanta más fácil del terreno. Por tanto, cargar el 50% tanto con uno como con dos bastones, así como cargar el 25% del peso corporal sobre un bastón, produce una biomecánica incorrecta en el movimiento del tronco⁽²⁰⁾. Cabe resaltar que pese a que los resultados obtenidos en la marcha bilateral con el 50% SPP, desde la Fisioterapia, estos datos no pueden ser apoyados definitivamente por nuestra experiencia clínica pues este tipo de marcha es imprescindible tras una cirugía reparadora o fractura donde el sujeto comienza a caminar con una marcha bilateral y donde el peso sobre el miembro afecto debe ser mínimo.

Li S. et al.⁽²²⁾ estudió el movimiento del tronco obteniendo unos resultados mayores a los de esta investigación. En su estudio el tronco mantuvo una posición de inclinación hacia adelante hasta aproximadamente 8° durante la marcha asistida con soporte parcial con el 10%, 50% y 90% del peso corporal, mientras que en este estudio no se superan los 3,02°, esto puede deberse al control en la ejecución por medio de la escala CHAGS durante la toma de datos de la presente investigación⁽³¹⁾. De la misma forma, Melis EH et al.⁽²⁰⁾ concluyó en su estudio con lesionados medulares que el tronco se posicionaba en flexión entre 10° y 40° con andador y bastón de antebrazo pero en extensión con el bastón axilar. La postura en flexión puede afectar al tejido alrededor de la articulación de la cadera creando cambios adaptativos, sin embargo, con bastón de antebrazo se mantenía una postura relativamente más erguida que con andador y la marcha era más rápida, con mayor longitud de paso y cadencia, mientras que con el andador la persona obtiene más estabilidad lateral con una cadencia y velocidad más lenta así como, una secuencia del movimiento interrumpida⁽²⁰⁾.

✓ En la pelvis, la marcha asistida produce menos amplitud de movimiento en anteversión y retroversión con respecto a la marcha normal pero, este hecho es debido a que los valores máximos disminuyen en retroversión y aumentan en anteversión, hasta el punto en que

en la marcha contralateral al 50% de carga sólo hay anteversión. Lo que puede provocar un cierre en los agujeros de conjunción de L5-S1 y el impacto de la articulación sacroilíaca que podría derivar a una sacroileitis y puede limitar la extensión completa de la cadera⁽²²⁾ puesto que se asocian con una mayor flexión cadera⁽⁶⁸⁾. Nelleke LG et al.⁽⁶⁷⁾ también coinciden con nuestros datos puesto que determinó que la pelvis se posiciona más inclinada hacia anterior con respecto a lo que normalmente se describe en marcha normal sin embargo, nuestros datos son contrarios a los obtenidos por Vankoski S. et al.⁽³⁹⁾ que concluyó en su estudio que la anteversión no cambió significativamente con respecto a la normal.

Varios autores coinciden con nuestros resultados en lo que respecta al aumento de la anteversión durante la marcha asistida^(22,38,67,68). Los datos cinemáticos aportados por Yeung EH et al.⁽³⁸⁾, revelaron que la amplitud del movimiento pélvico sagital aumentó significativamente, aproximadamente 6°, durante la marcha asistida con uno y dos bastones, sin embargo, ellos obtuvieron una mayor anteversión durante la marcha bilateral que en la marcha contralateral. Nuestros datos oscilan entre 6,25°-8,83°. Caso extremo ocurrió en el estudio de Li S. et al.⁽²²⁾ donde encontró que la pelvis se inclinaba hacia adelante hasta 22°. Este autor, que también comparó sus datos con la marcha normal con su muestra de sujetos sanos, descubrió que el lado que se consideró como “afectado” en la marcha a tres puntos obtenía mayor aducción y rotación interna de cadera, así como menor flexión de la rodilla y pronación con flexión plantar del pie en toda la secuencia del movimiento. En el lado que se consideraba sano, la cadera se posicionaba en rotación externa abducción y había mayor flexión de la rodilla. Por lo tanto, los batones ayudaron a impulsar el cuerpo hacia adelante en el despegue. Sin embargo⁽²²⁾, todos estos datos son cuestionables puesto que las tres condiciones requeridas de soporte de peso parcial (10%, 50% y 90%) los participantes fueron capaces de reproducirlo sobre la plataforma de fuerza. Por ello, concluyó que los cambios en la cinemática eran el resultado de la adaptación al caminar con dos bastones y era evidente en ambos miembros inferiores.

En plano sagital, Li S. et al.⁽²²⁾ y Opheim JL et al.⁽⁶⁸⁾ obtuvieron resultados similares a esta investigación. Por un lado, Li S. et al.⁽²²⁾ arrojó resultados muy interesantes sobre la cinemática y fuerza de reacción al suelo en la marcha bilateral en sujetos sanos, como por ejemplo: se redujo la fase de apoyo monopodal en el lado que se determinó como lesionado y aumentó en el lado sano, se redujo la velocidad, y el período de doble apoyo aumentó⁽³⁷⁾. En cuanto a la cinemática, tronco y pelvis se inclinaron hacia delante, y disminuyó el movimiento lateral y de rotación. Igualmente comprobó que diferentes porcentajes de peso

(10%, 50% y 90%) producen cambios significativos en los movimientos de la cadera, lo que implicaba que el centro de gravedad queda desplazado ligeramente hacia el lado no lesionado. Además, el RoM de la pelvis, cadera, rodilla, tobillo y pie en ambos lados cambió, lo que parecen estar relacionados a los cambios del centro de gravedad. Por otro lado, Ophem JL et al.⁽⁶⁸⁾ objetivó cambios negativos en parámetros temporoespaciales al realizar una marcha asistida en los niños con parálisis cerebral: disminución de la velocidad, menor resistencia a recorrer una distancia lo que conlleva mayor necesidad de energía, también reducción de la confianza en un suelo irregular, deslizante o escaleras, y un aumento de la rigidez y el dolor. En parámetros cinemáticos obtuvo mayor inclinación pélvica y menor extensión de la cadera, lo que puede estar asociado con la cadera las contracturas por flexión, abdominales débiles, reducción del tono de la musculatura de la cadera y de los músculos extensores.

✓ No hemos encontrado referencias acerca de la cinemática de las hemipelvis en marcha asistida por lo que los datos arrojados a continuación son novedosos. En concreto, la torsión de las hemipelvis, aumenta de amplitud en la marcha contralateral, sobre todo cargando el 25% y 50% del peso corporal y disminuye en la bilateral por lo que es más parecida a la marcha normal. Siendo la amplitud más parecida a la normal la marcha asistida bilateral excepto en los últimos momentos de cada fase, podríamos considerar este tipo de marcha más correcta, aunque también podríamos considerar el 10% del peso corporal sobre un bastón. Centrándonos en el movimiento de cada hemipelvis, podemos decir que en la marcha normal la cantidad de movimiento está equilibrada sin embargo, en la marcha asistida no, es decir, el rango de movimiento cambia en función de la carga de forma distinta para la hemipelvis, derecha e izquierda, y éstas diferencias son mayores respecto a la marcha normal en la hemipelvis izquierda (lado que agarra el bastón de antebrazo). La hemipelvis derecha, lado que no agarra el bastón durante la marcha contralateral, adquiere más movimiento durante todas las modalidades de marcha asistida, excepto en la marcha bilateral al 50%. De hecho, la hemipelvis derecha va aumentando su amplitud conforme aumenta la carga en la marcha contralateral y la hemipelvis izquierda va disminuyendo la amplitud conforme aumenta la carga, casi hasta la mitad de amplitud que la derecha, generando así una desigualdad del movimiento en este plano. En la marcha bilateral ocurre lo contrario para cada hemipelvis, la amplitud de movimiento va aumentando conforme aumenta la carga en la hemipelvis derecha, casi un grado, pero va disminuyendo en la hemipelvis izquierda. El desequilibrio producido en cuanto al patrón activación muscular en isquiotibiales y abdominales con respecto a recto anterior del cuádriceps

y cuadrado lumbar de un lado y otro, puede ser muy llamativo, por lo que sería importante su estudio.

Por ello, toma especial relevancia el movimiento irregular de las hemipelvis. Las mayores diferencias respecto a los valores normales lo vemos en los momentos iniciales y finales del ciclo en la hemipelvis derecha, lo que sugiere que los momentos previo y tras el apoyo del bastón provocan un aumento en la movilidad de ésta. Mientras que, en la hemipelvis izquierda las diferencias ocurren a lo largo de todo el ciclo, excepto en la marcha bilateral cargando el 50% del peso corporal y, en menor medida con el 25% y, la marcha contralateral al 10% de carga. Todos estos datos nos hacen pensar que este desequilibrio en las hemipelvis puede reducirse eligiendo un porcentaje de carga adecuado teniendo en cuenta el patrón de movimiento y la amplitud que más se parezca a la marcha normal: en primer lugar, la marcha contralateral cargando el 10% del peso corporal sobre los bastones de antebrazo, y en segundo lugar, la marcha asistida bilateral, teniendo en consideración de las diferencias durante el ciclo en la hemipelvis derecha, no obstante descartaríamos la marcha contralateral al 25% y 50% de carga por la hemipelvis izquierda y lo tendríamos en consideración dependiendo del caso en la hemipelvis derecha.

En conjunto, la marcha asistida en este plano genera una alteración biomecánica en los movimientos de flexoextensión en tronco, pelvis y hemipelvis. Esto queda manifestado en el aumento en extensión de tronco con el aumento de anteversión pélvica en la marcha asistida contralateral y, en el aumento en flexión de tronco con el aumento en anteversión pélvica en la marcha asistida bilateral cargando el 50% del peso corporal. Junto con el aumento de movimiento de los valores en extensión en la hemipelvis derecha y el cambio durante el ciclo en la izquierda (al inicio del apoyo se reduce y a partir del 20% aumenta la extensión), pone en valor la consideración del control de cargas durante la marcha asistida. En la marcha contralateral, aumentará la lordosis lumbar y la horizontalidad sacra, más en la zona derecha pues la hemipelvis derecha aumenta su extensión mientras que la hemipelvis izquierda la reduce. En la marcha bilateral, L5-S1 está en constante sufrimiento al producirse mayor flexión y por tanto, una posible rectificación o inversión de la curva lumbar, junto con la mayor anteversión en la marcha bilateral provoca un mayor cierre de L5-S1 a nivel posterior. En este último caso, hay que tener en cuenta la pérdida de extensión en la hemipelvis derecha y el ligero aumento en extensión de la hemipelvis izquierda, aunque el conjunto pélvico esté en anteversión. Los resultados de Li S. et al.⁽²²⁾ concuerdan con los nuestros puesto que en su estudio el tronco y la pelvis se mantuvieron en una posición hacia adelante (flexión del

tronco) en la marcha bilateral. Yeung EH et al.⁽³⁸⁾ explica esto exponiendo que tras el contacto simultáneo del bastón y el talón, el momento de anteversión generado ha de ser contrarrestado adecuadamente con la inclinación hacia delante del tronco.

Todo ello conduce a pensar que, teniendo en cuenta el movimiento en el plano sagital, la mejor forma de caminar es con dos bastones al 25%, y por último con un bastón al 10%, sobre todo si hay problemas a nivel lumbar, puesto que la mayor flexión de tronco se produce en la marcha bilateral al 50% y la mayor extensión relativa (disminución de la flexión) en la marcha contralateral al 50% y al 25%, que unido al aumento de anteversión del bloque pelvis, hace significativo el control de la carga en este segmento que, en definitiva, repercutirán en un beneficio de coste-efectividad al evitar dolor y compensaciones negativas a estos niveles⁽¹⁹⁾ y, por tanto, en la calidad de la vida de los usuarios⁽²⁰⁾. Los datos obtenidos coinciden con un estudio que demostró por electromiografía que se reduce la activación del erector espinal en la zona lumbar, reduciendo así el riesgo de desarrollar problemas de espalda según se aumenta la carga⁽³⁸⁾.

7.2.3 Movimientos en el plano transversos.

En el plano transversos lo más característico es que, de nuevo, el movimiento de cabeza adquiere un movimiento propio, no sólo es desplazado pasivamente por la unidad locomotora, y se mantiene la contrarrotación de tronco y pelvis pero con algunos cambios biomecánicos que alteran la función de este mecanismo de optimización de la marcha.

La amplitud en rotación de la cabeza, es mayor que la marcha normal en la marcha bilateral y contralateral al 10% de carga. En cuanto al efecto de las cargas sobre la cinemática, en la marcha contralateral la amplitud disminuye conforme aumenta la carga y se mantiene prácticamente igual en la marcha con dos bastones. Pese a que hay diferencias durante el ciclo de la marcha, existe simetría en la marcha asistida en los movimientos del segmento cabeza-tronco. Las mayores diferencias en el ciclo las encontramos en el apoyo monopodal, al igual que en la lateroflexión, que el contacto del talón junto al bastón o bastones genera un aumento en la movilidad de la cabeza en rotación hacia el lado del apoyo, derecho. En la primera mitad de la fase de oscilación la marcha bilateral y la contralateral al 10% se presenta diferente a la marcha normal, por lo que la elevación del bastón/es conduce a un giro hacia el lado contrario al apoyo, rotación izquierda. El aumento de la amplitud en rotación para el resto de modalidades puede provocar una sobrecarga a nivel de esternocleidomastoideo del lado contrario a la rotación que

se produce, escalenos y paravertebrales cervicales implicados en la rotación, asimismo personas con deshidratación discal podrían incidir en el cizallamiento del disco. Podemos sugerir que la marcha asistida que más se acerca a la marcha normal es, en primer lugar, caminar con un bastón al 50% y, en segundo lugar, habría que considerar el uso de uno y dos bastones al 25% de carga si se produjese alguna compensación negativa en este segmento.

Tal y como ocurría en el plano sagital, la marcha asistida en los movimientos del tronco y la pelvis provoca cambios en la amplitud de movimiento y en los momentos en que ocurren los eventos más representativos de la marcha, en este caso, los valores angulares máximos y el cambio de dirección difieren de la marcha normal. Estas alteraciones adquieren especial relevancia para la investigación:

Por un lado, en cuanto a la amplitud, en el tronco, se reduce la rotación máxima hacia la derecha y hacia la izquierda respecto a los valores obtenidos en la marcha normal mientras que, en la pelvis, aumenta la amplitud para todas las cargas, excepto para el 50% de carga sobre un bastón, que se reduce. La mayor amplitud de movimiento la encontramos en la marcha unilateral izquierda al 10% de carga y en la marcha bilateral en el movimiento del tronco, y por tanto se acerca más a la marcha normal. Así mismo, en la pelvis, pese a que la amplitud es mayor en todas las modalidades de marcha asistida comparada con la amplitud en marcha normal, el rango de movimiento se comporta de la siguiente forma: conforme aumenta la carga sobre el bastón de antebrazo, disminuye la amplitud de movimiento en la marcha contralateral y bilateral, siendo la más parecida a la normal con el 25% de carga sobre un bastón. La sinusoide que describe el tronco durante la rotación se ve aplanada conforme aumenta la carga tanto con uno como con dos bastones, por lo que el movimiento es menor, es decir hay menos cantidad de movimiento y por tanto asimetría, sobre todo en la marcha contralateral. De hecho, es el único movimiento que es asimétrico en la marcha asistida. La asimetría en sujetos sanos no debe ser considerada sistemáticamente como una patología, una asimetría funcional de la marcha en sujetos sanos se explica en parte por las diferencias funcionales entre los diferentes eventos de la marcha provocado por un factor extrínseco como puede ser en este caso el uso de uno o dos bastones^(26,78). Estos datos están en consonancia con McDonough et al. quienes determinaron que el uso de dos bastones favorecía la simetría, sin embargo el uso de un dispositivo de forma unilateral incrementaba la asimetría en el ciclo de marcha⁽³⁵⁾. En la pelvis la rotación izquierda que se produce durante la fase de vuelo también se aplanada por lo que hay menos movimiento en esa fase. Por tanto, si la amplitud de movimiento del tronco disminuye y el de la pelvis en

general aumenta, esto puede provocar la disminución del movimiento angular de optimización de la marcha en contrarrotación del tronco y la pelvis.

En la rotación del tronco en la marcha normal, la máxima extensión se produce al inicio del ciclo, en la marcha asistida alrededor del 20%; y la mayor flexión se genera sobre el 60% en la marcha normal pero al final de fase de vuelo en la marcha asistida para todas las modalidades de carga, por lo que se retrasan estos parámetros de la marcha. En la rotación de la pelvis, la máxima rotación derecha se produce antes que en la marcha normal, mientras que la rotación izquierda se produce después.

Finalmente podemos manifestar que, en cuanto al tronco, la mayor amplitud de movimiento registrada es durante la marcha contralateral al 10% lo que se acerca más a la normal, mientras que el menor tamaño del efecto se recoge en la marcha bilateral al 50%. Dichas modalidades de marcha asistida podrían ser las más beneficiosas para la cinemática de la marcha si tenemos en cuenta la amplitud. Continuando con la rotación pélvica, la marcha bilateral produce las mayores diferencias con respecto a la normal y mayor amplitud, por lo que para problemas pélvicos la marcha asistida de elección sería unilateral y así evitar las tensiones en los rotadores paravertebrales y sufrimiento del disco intervertebral. Vankoski S. et al.⁽³⁹⁾ coincide en el aumento del rango dinámico del movimiento en la rotación pélvica comparado con marcha normal lo que conllevaba según ellos un aumento de la zancada. Por su parte, McDonough et al.⁽³⁵⁾, determinó que existían asimetrías respecto al movimiento del segmento tronco-pelvis, datos que también coinciden con nuestra investigación. Otros datos de interés en su estudio fueron la disminución en la velocidad y en la simetría del paso al usar uno o dos dispositivos, como también existían diferencias en la longitud del paso y entre zancada derecha e izquierda⁽³⁵⁾. Sin embargo, otro estudio determinó que no existían diferencias entre las rotaciones de tronco y pelvis⁽¹⁵⁰⁾.

Por otro lado, como hemos dicho, la marcha asistida mantiene el mecanismo de optimización de contrarrotación entre el tronco y la pelvis⁽⁶⁾, incluso en la marcha bilateral, donde la primera parte de la zancada se mantiene en rotación de tronco hacia la izquierda y la segunda parte en rotación hacia la derecha, al contrario que el patrón que describe el movimiento pélvico en el hasta la fase final del apoyo se mantiene en rotación derecha para luego cambiar a rotación izquierda. Sin embargo, este cambio ocurre más tarde que lo que acontece en la marcha normal: el tronco, cambia a rotación derecha entorno al 50% del ciclo en la marcha asistida pero en el 35% en la marcha normal; la pelvis, cambia a rotación izquierda

alrededor del 40% en la marcha normal pero sobre el 45% en la marcha contralateral y en el 55% en la marcha bilateral. Esto quiere decir que existe una asincronía en el movimiento de optimización de contrarrotación entre el tronco y la pelvis porque, en la marcha normal, la rotación del tronco ocurre antes (a mitad de la fase de apoyo) que la pelvis un 5% (al final de la fase de apoyo), siendo éste en el 35% para el tronco y 40% para la pelvis, sin embargo, en la marcha asistida cambia, específicamente: la marcha contralateral provoca un retraso generalizado del 10-15% en el cambio de dirección (45% pelvis y 50% tronco) y conlleva que la pelvis rote antes que el tronco un 5% ; la marcha bilateral provoca un retraso del 15% pero sí rotan en el orden adecuado (50% tronco y 55% pelvis). Esto nos lleva a pensar que la marcha contralateral no debería usarse pese obtener un patrón de movimiento más similar a la marcha normal.

Estos hechos, alteran biomecánicamente el sistema articular y muscular, y podría provocar un mal ajuste neuromuscular al movimiento, incluso, el cizallamiento de los discos intervertebrales lumbares y L5-S1.

Resumidamente, podemos contribuir con los datos obtenidos a una propuesta en la progresión de cargas en función de la cinemática en cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis. En concreto, podría ser una marcha bilateral al 50% de carga, si es necesario, tras esto progresaríamos al 25% también con dos bastones y por último, cambiaríamos a una marcha contralateral al 10% de carga del peso corporal. En base a la cinemática del tronco, pelvis y hemipelvis, dependiendo del caso, podría utilizarse el 25% de forma unilateral, pero la marcha contralateral al 50% de carga sobre el bastón no sería recomendable utilizarla. Los datos obtenidos en esta investigación sugieren que la marcha asistida bilateral al 25% y la marcha asistida contralateral al 10% deberían ser los porcentajes de elección en base a una cinemática correcta de la marcha. Dependiendo del proceso patológico y de las patologías previas en los diferentes segmentos corporales, puede comenzarse la marcha asistida bilateral con el 50% de carga sobre los bastones, lo que implica una descarga del miembro inferior muy elevada, que debe utilizarse en los primeros momentos de la reeducación de la marcha tras una fractura o postoperatorio por ejemplo^(2,112,113).

Varios autores han intentado concretar el porcentaje de peso adecuado según su influencia en parámetros cinemáticos, cinéticos, electromiográficos, y espaciotemporales, intentando así conocer la progresión adecuada en la carga del peso corporal que se ejerce sobre los distintos tipos de dispositivos. Los distintos porcentajes de peso propuestos para progresar

en la carga están íntimamente relacionados con la capacidad del sujeto de reproducir dicha carga. Así, Clark BC et al.⁽²¹⁾ objetivó que sí eran capaces de reproducir el 25% y 50% del peso corporal, no así el 90%, aprendiendo sobre una báscula de baño por lo que este estudio sólo es aplicable a las sensaciones estáticas que el sujeto podía reproducir, no así a la dinámica de la marcha^(16,22). Malviya J. et al.⁽²³⁾ por su parte concluyó que el 25% de soporte del peso corporal sí eran capaces de reproducirlo sujetos sanos. Youdas et al.⁽¹⁶⁾ afirma que se logra una mayor precisión al prescribir el 50% del peso corporal tanto con dos bastones como con uno. Otra propuesta de cargas la hicieron Hershko et al.⁽⁵⁾ en su estudio sobre la precisión de cargas tras cirugía, donde determinó que para la denominación apoyo sin carga o contacto con el suelo la carga no excediese el 20% del peso corporal y para carga parcial fuese en un rango del 21% al 50% del peso corporal. Sin embargo, Dworak LB et al.⁽⁷⁾, Li S. et al.⁽²²⁾ y Clark BC et al.⁽²¹⁾ propusieron el 10%, 50%, y 90% de carga y, Ebert JR et al.⁽⁹⁵⁾ introdujo para su estudio los porcentajes de 20%, 40%, 60% y 100%, pero todos ellos indicaron la incapacidad de los sujetos para producir los distintos porcentajes de carga con precisión. Por ello, en nuestra propuesta en la progresión de cargas se incluyen porcentajes de peso que está comprobado que a los usuarios les resulta más fácil reproducir.

La decisión de pasar de uno a dos bastones debe estar basada en decisiones objetivas en función de la carga que puedan soportar con una cinemática adecuada. Un estudio similar⁽⁹⁷⁾ concretó que existía diferencias significativas entre andar con uno o dos bastones de antebrazos en sujetos con síndrome del cordón posterior. Con dos bastones disminuye la velocidad, aumenta tiempo de la zancada y tiempo del paso pero también mejora la estabilidad y el equilibrio al aumentar el área de soporte⁽⁹⁷⁾. También disminuye la flexión plantar del tobillo durante fases del apoyo, pero no objetivó cambios en la cinemática de la pelvis y cadera como en nuestro caso, aunque otros estudios sí lo reflejan⁽³⁹⁾. Yeung EH et al.⁽³⁸⁾ reveló que el uso de bastones reducía la velocidad y aumentaba la base de apoyo lo que mejora la estabilidad, así como demostró que reduce la activación del erector espinal en la zona lumbar. Polese JC. et al.⁽¹²⁾ comprobó que el uso de un bastón de antebrazo en sujetos con accidente vasculocerebral mejoraba la velocidad del paso.

Esta investigación pone en valor el hecho que la marcha asistida produce cambios en la cinemática de los movimientos de cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis. El análisis tridimensional se ha convertido en un medio para evaluar movimiento corporal^(48,55,57) ya que estos parámetros de la marcha tiene implicaciones clínicas^(30,55). Otros parámetros estudiados sobre los cambios

que produce la marcha asistida han sido reportados por diversos autores. Kyvelidou A. et al.⁽¹⁰³⁾ que estudió a personas mayores objetivando el aumento de los niveles de carga daba mayor variabilidad en la cinemática en las extremidades inferiores como un aumento en la flexión de rodilla. Dworak LB et al.⁽⁷⁾ y Klarnar T. et al.⁽⁹⁶⁾ estudiaron la electromiografía de miembro inferior bajo distintas condiciones de carga objetivando diferencias en función de éstas, igual a los hallazgos de Clark BC et al.⁽²¹⁾ que sugieren que la activación muscular varía en la deambulacion con bastones axilares según el nivel de carga: con descarga total, se produce una marcada disminucion de la fuerza del cuádriceps femoral y de los músculos antigravitarios extensores, mientras que los flexores mostraron un aumento de la actividad; con carga parcial la marcha asistida, provoca una activación muscular con tendencia hacia la normalidad, aunque disminuye en soleo⁽²¹⁾.

Creemos necesario el análisis conjunto desde una perspectiva cinemática, cinética y electromiográfica para poder comprender en profundidad la influencia de la carga en la marcha asistida y las diferencias que ésta presenta respecto a una marcha eficiente y eficaz. Varios estudios han analizado parámetros de una marcha normal con base en la literatura universal^(6,37) para luego poder comparar diferentes procesos patológicos, utilizando las comparaciones directas con sujetos sanos con la debida prudencia⁽²⁰⁾. De igual forma, era necesario establecer rangos de normalidad en marcha asistida para luego realizar estudios para cada patología en miembro inferior. Los parámetros de estudio de la marcha asistida en sujetos con alguna patología, ya sea musculoesquelética o neurológica, pueden estar influidos por la fase de recuperación de la misma o las secuelas implícitas, por lo que determinar la cinemática implica describir la patología en sí y no establece rangos de normalidad para la toma de decisiones para la marcha asistida. Es por ello que los estudios en personas sanas nos arrojan datos de normalidad en cuanto a la cinemática de la marcha normal y marcha asistida.

Los datos obtenidos afianzan la idea de que el personal sanitario debe saber cuánto peso puede soportar el paciente en la extremidad afectada, pero esta decisión debe estar fundamentada en evidencia científica. Existen diversos beneficios de la marcha asistida objetivados en diversos parámetros como el aumento de la osteogénesis en fracturas⁽¹⁸⁾ o el aumento de la base de sustentación y por tanto, una mejora de la estabilidad y el equilibrio^(38,97). Lo más adecuado es un período inicial en la sala de fisioterapia para educar al paciente en marcha asistida⁽²³⁾ y en los distintos porcentajes de peso que debe soportar en función de la fase de tratamiento que se encuentre puesto que, un mal aprendizaje en la descarga del miembro

afectado y/o un mal uso de la carga sobre el bastón puede exacerbar el problema de salud del paciente⁽¹²⁴⁾. Dado que la mayoría de las patologías musculoesqueléticas comienzan de forma accidental o sin la posibilidad de prever un aprendizaje previo a la misma, resulta beneficioso disponer de medios como el Sistema de Medición de Cargas GCH 2.0 puesto que logra un aprendizaje rápido y preciso sobre el peso real que está ejerciendo sobre el bastón, basado en el feedback simultáneo^(17,32,107,110) y como apuntaron Engel et al.⁽⁹³⁾, Tveit M. et al.⁽⁴⁾, y Isakov E. et al.⁽¹⁵⁾ conocer la carga durante la marcha asistida provoca una mayor retención en el aprendizaje, este control en la carga es posible en estática como en la dinámica de la marcha^(2,4,18,94) ⁽¹⁹⁾. La cantidad de carga ejercida es directamente proporcional a la descarga del miembro inferior afectado⁽³²⁾, por lo que las diferencias en la cinemática vienen determinadas por las diferentes cargas, así como por el número de bastones utilizados.

Sintetizando los datos reportados por este estudio, podemos contribuir a tomar decisiones objetivas en cuanto a:

- ✓ El segmento cabeza-tronco forma parte de la unidad de pasajero descrita por Perry J.⁽⁴²⁾ en la marcha normal, pues su movilidad viene determinada por el desplazamiento de los miembros inferiores y la transmisión de fuerzas hacia la columna vertebral. Sin embargo, queda demostrado que la marcha asistida provoca un cambio angular del movimiento en este segmento, que es producido el impacto del bastón. En consecuencia, esta definición podría ponerse en duda y éste segmento podría ser un agente activo durante la marcha asistida. La elección de la carga en cuanto a la mejor cinemática para este segmento, viene condicionada en primer lugar, por el estado en que se encuentre la afección de la extremidad inferior, razón por la que se necesita la marcha asistida, y si éste lo permite se cambiaría la carga en función de los daños compensatorios que se estén produciendo. En concreto, la marcha contralateral al 50% y bilateral al 25% para influir positivamente en la lateroflexión y rotación de la cabeza, y por el contrario, desecharíamos la marcha bilateral por su efecto negativo en la flexoextensión. En todos los casos la dispersión en los datos es amplia pero dado el reducido movimiento en grados que se produce puede ser coherente la gran variabilidad entre sujetos⁽¹⁴²⁾.
- ✓ El tronco, la pelvis y las hemipelvis disminuyen en conjunto la amplitud de movimiento, excepto la rotación pélvica que aumenta y la hemipelvis derecha en la marcha contralateral.

- ✓ El tronco, la pelvis y las hemipelvis deben ser consideradas en conjunto y por separado para la toma de decisiones. Como hemos dicho, en conjunto la marcha bilateral con el 25% de soporte parcial de peso corporal y la marcha contralateral con 10%, así como la característica fundamental en el retraso de los eventos que ocurren en la marcha asistida. Sin embargo, considerando los distintos movimientos que ocurren durante la marcha, toman especial relevancia las implicaciones en cada plano del movimiento. En lateroflexión, disminuye la movilidad del tronco. En el plano sagital, los eventos de la marcha cambian en función del uso de uno o dos bastones en cuanto al tronco y, en función de la carga en pelvis y hemipelvis, ya que en general aumenta la anteversión pélvica mientras que en las hemipelvis el movimiento no es simétrico. Por tanto la carga y el número de bastones influye de forma diferente en estos segmentos y ha de ser tomado en cuenta si aparecen compensaciones o dolor, o bien, si el paciente tuviera patologías previas a este nivel lo que influiría en la recuperación y desarrollo de una marcha asistida correcta. En rotación, existe asincronía en el movimiento y asimetría en función de la carga y el número de bastones, así como una disminución en el mecanismo de optimización de la marcha en contrarotación entre tronco y pelvis.

7.3 LIMITACIONES.

Enumeramos a continuación algunas de las principales limitaciones de nuestro estudio:

1. Aunque la muestra definida ha sido suficiente para dar respuesta a nuestros objetivos, sí consideramos que, dadas las complejas condiciones técnicas de este estudio, deberíamos ampliar la muestra, pues los ajustes técnicos nos han obligado a prescindir de mucha información^{(146) (34)(10)}.
2. Los datos de muchas de nuestras variables son obtenidos en diversas ocasiones a partir de un solo ciclo de la marcha, sea por restricciones en el volumen de trabajo que permite el sistema de análisis de movimiento utilizado o por el largo del pasillo, aspectos que, aunque no han supuesto un aspecto negativo para este estudio descriptivo, sí consideramos que debería ajustarse con mayor perfección en futuras investigaciones.
3. En esta investigación sólo se ha considerado una zancada, por lo que no se pudieron establecer las diferencias o similitudes (asimetría vs simetría) entre la zancada derecha e izquierda.

4. La estimación del movimiento del esqueleto obtenida de los sistemas de captura de movimiento de los marcadores puede estar afectada por errores causados por las características del tejido blando^(30,55,60,64,65,140,151), por lo que ha de estudiarse el efecto de la fijación mediante kinesiotape que se ha utilizado, pues debido a los movimientos de la piel, los marcadores se pueden desplazar y girar con respecto al hueso subyacente o por contracción muscular.

7.4 PROSPECTIVA DE LA INVESTIGACIÓN.

Las líneas de investigación futuras que se pueden plantear desde nuestro estudio podrían definirse desde los siguientes aspectos:

1. Algunas cuestiones técnicas y metodológicas podría perfeccionarse en diseños posteriores, como por ejemplo, estudiar la zancada derecha e izquierda.
2. Analizar la influencia en la marcha asistida del bastón en el lado dominante en comparación con el no dominante puede ser de interés, pues la dominancia es un rasgo relevante en el estudio cinemático de la marcha y podría tener algunas implicaciones clínicas en determinados procesos de recuperación funcional.
3. Considerar la integración de aspectos vinculados con el estudio de los desplazamientos en los planos frontal y transversal, pues es de especial importancia en Fisioterapia todo el análisis del movimiento que está relacionado con los cambios en el centro de gravedad, y por tanto, con el gasto energético y los mecanismos de optimización de la marcha.
4. Estudiar la participación específica de la cintura escapular en la marcha asistida, ya que sus implicaciones en el lado del apoyo pueden ser claves en la distribución de cargas y la implementación de la fuerza. La carga que puede soportar la articulación del hombro deben ser consideradas⁽²⁰⁾, el motivo es que la fuerza que se transmite probablemente provoque dolor ya que ésta no está diseñada mecánicamente para soportar peso⁽²⁰⁾⁽¹³⁾⁽¹²⁾⁽¹⁰⁾ y puede producir un daño secundario al apoyo a nivel cúbito y canal de Guyon, como hematoma, compresión o dolor⁽¹⁰⁵⁾.
5. Integrar como instrumentos de medida en estudios de estas características la plataforma de fuerza o la electromiografía para, respectivamente, estudiar la cinética y registrar la activación muscular, pues ambos aspectos cobran una especial relevancia en el estudio de la marcha asistida. Esos datos, junto con los aportados por la cinemática, darían una visión global de las características de la marcha asistida.

6. Incluir la cinemática de las extremidades superiores e inferiores, cinemática de todo el cuerpo, así como la del propio bastón canadiense.

8.- CONCLUSIONES.

8. CONCLUSIONES.

1. Los resultados obtenidos en la marcha normal coinciden con la bibliografía que existe sobre cinemática, excepto en la rotación de la cabeza que se han obtenido valores por encima de la normal.
2. Podemos afirmar que los distintos porcentajes de carga provocan cambios en la cinemática normal de la marcha.
 - 2.1. Por un lado, la cabeza deja de ser una unidad de pasajeros para adquirir un movimiento propio para poder compensar el impacto del bastón contra el suelo. Por otro lado, el aumento de flexión del tronco en la marcha bilateral y la disminución de la flexión del tronco (mayor extensión) en la marcha contralateral unido al aumento de anteversión provocan las mayores alteraciones cinemáticas.
 - 2.2. La amplitud de movimiento de la cabeza aumentan mientras que el movimiento en tronco, pelvis y hemipelvis disminuyen en todos los planos de movimiento, excepto en la rotación pélvica y flexoextensión de la hemipelvis derecha que aumentan.
 - 2.3. Los eventos más significativos del ciclo de la marcha se retrasan en el tiempo en todas las variables cinemáticas de cabeza, tronco y pelvis lo que influye directamente por ejemplo en el mecanismo de contrarotación entre tronco y pelvis, que se ve alterado.
 - 2.4. Sólo existe asimetría en la rotación pélvica.
 - 2.5. Según nuestros resultados, y en base a la cinemática de cabeza, tronco, pelvis y hemipelvis, la propuesta en cuanto a la progresión de cargas que consideramos más acertada es comenzar con una marcha bilateral tanto al 25% para continuar con una marcha contralateral al 10%. En función de la patología y de la fase de tratamiento hay que tomar en consideración la marcha bilateral al 50% y en ocasiones, la marcha contralateral al 25%.

9.- BIBLIOGRAFÍA.

9. BIBLIOGRAFÍA.

1. Rambani R, Shahid MS, Goyal S. The use of a hands-free crutch in patients with musculoskeletal injuries: randomized control trial. *Int J Rehabil Res.* 2007;30(4):357–9.
2. Vasarhelyi A, Baumert T, Fritsch C, Hopfenmüller W, Gradl G, Mittlmeier T. Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity - Is it achievable? *Gait Posture.* 2006;23(1):99–105.
3. Moreno AV. Electromiografía Y Dinamometría. *Rev Ing Biomédica.* 2008;2(3):16–26.
4. Tveit M, Kärrholm J. Low effectiveness of prescribed partial weight bearing. Continuous recording of vertical loads using a new pressure-sensitive insole. *J Rehabil Med.* 2001;33(1):42–6.
5. Hershko E, Tauber C, Carmeli E. Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight-bearing. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2008;37(5):E92–6.
6. Sánchez JJ; Hoyos, Juan V; Prat, Jaime; Viosca ESC. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. In: Instituto de biomecánica de Valencia. 2005.
7. Dworak, Lechoslaw B.; Murawa, Michal, Owsian, Marek; Maczynski, Jacek; Kabacinski, Jaroslaw; Rzepnicka A. Three point crutch gait from the perspective if biomechanics and biomechanics and kinesiology. State of knowledge and idea behind the research. *Chir Nazadow Ruchu i Ortop Pol.* 2011;76(5):305–12.
8. Bateni H, Heung E, Zettel J, McIlroy WE, Maki BE. Can use of walkers or canes impede lateral compensatory stepping movements? *Gait Posture.* 2004;20(1):74–83.
9. Youdas JW, Haeflinger KM, Kreun MK, Holloway AM, Kramer CM, Hollman JH. The efficacy of two modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques in subjects with reduced hamstring muscle length. *Physiother Theory Pract.* 2010;26(4):240–50.
10. Westerhoff P, Graichen F, Bender a., Halder a., Beier a., Rohlmann a., et al. In vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2012;27(7):711–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.03.004>

11. Bruijn SM, Meijer OG, van Dieën JH, Kingma I, Lamoth CJC. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait Posture*. 2008;27(3):455–62.
12. Polese JC, Teixeira-Salmela LF, Nascimento LR, Faria CDM, Kirkwood RN, Laurentino GC, et al. The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2012;27(2):131–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.08.003>
13. Carpentier C, Font-Llagunes JM, Kövecses J. Dynamics and energetics of impacts in crutch walking. *J Appl Biomech*. 2010;26(4):473–83.
14. 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* [Internet]. 2006;29(2):74–80. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00139143-200608000-00006>
15. Isakov E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eura Medicophys*. 2007;43(1):21–6.
16. Youdas, James W.; Kotajarvi, Brian J.; Padjgett, Denny J.; Kaufman KR. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:394–8.
17. Winstein, Carolee J; Pohl, Patricia S; Lewthwaite R. Effects of physical guidance and knowledge of results on motor learning: Support for the guidance hypothesis. *Res Q Exerc Sport*. 1994;65(4):316–23.
18. Dabke HVGSKHCAOPDCM. How accurate is partial weightbearing? *Clinical Orthopaedics and related research*; 2004. p. Number 421, pp.282–6.
19. Chamorro-Moriana G. Sistema GCH de medición de cargas para la marcha asistida: Diseño y validación [Internet]. Sevilla; 2010. Available from: <https://www.educacion.es/teseo/mostrarRef.do?ref=905568>

20. Melis EH, Torres-Moreno R, Barbeau H, Lemaire ED. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal cord Off J Int Med Soc Paraplegia*. 1999;37(6):430–9.
21. Clark, Brian C; Manini, Tood M; Ordway, Nathaniel R; Ploutz-Snyder LL. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(9):1555–60.
22. Li, Sheng; Armstrong, Charles W.; Cipriani D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:86–92.
23. Malviya a., Richards J, Jones RK, Udwardia a., Doyle J. Reproducibility of partial weight bearing. *Injury*. 2005;36(4):556–9.
24. Kaplan Y. The use of a new biofeedback insole weight-bearing measuring device in the assessment and rehabilitation of soccer players : A case study review . 2007;
25. Gao B, Zheng N (Nigel). Investigation of soft tissue movement during level walking: Translations and rotations of skin markers. *J Biomech*. 2008;41(15):3189–95.
26. L'Hermette M, Savatier X, Baudry L, Tourny-Chollet C, Dujardin F. A new portable device for assessing locomotor performance. *Int J Sports Med*. 2008;29(4):322–6.
27. Xu X, McGorry RW, Chou L-S, Lin J, Chang C. Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait Posture [Internet]*. 2015;42:145–51. Available from:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215004622>
28. DGAR LOPATEGUI CORSINO. Introducción a la anatomía, cinesiología y biomecánica [Internet]. 2001. Available from:
<http://www.saludmed.com/CsEjerci/Cinesiologia/IntrCine.htm>
29. Bateni, Hamid; Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86 (1)(January):134–45.
30. Andriacchi TP, Alexander EJ. Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech*. 2000;33(10):1217–24.

31. Chamorro-Moriana G, Ridaio-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):1–12.
32. Chamorro-Moriana G, Sevillano JL, Ridaio-Fernandez C. A Compact Forearm Crutch Based on Force Sensors for Aided Gait: Reliability and Validity. *Sensors (Basel)*. 2016;16(6):1–15.
33. Tagawa Y, Shiba N, Matsuo S, Yamashita T. Analysis of human abnormal walking using a multi-body model: Joint models for abnormal walking and walking aids to reduce compensatory action. *J Biomech*. 2000;33(11):1405–14.
34. 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 [Internet]*. American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation; 2014;6(9):796–801. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.02.005>
35. McDonough, Andrew I.; Razza-Doherty M. Some biomechanical aspects of crutch and cane walking: The relationship between forward rate of progression, simetry and efficiency - A case report. *Clin Pediatr Med Surg*. 1988;5(3):677–93.
36. 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):1–7.
37. Correa J, Ávila C, López G. Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética. *Rev Cienc Salud ... [Internet]*. 2003;1(2):135–50. Available from: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1692-72732003000200003&script=sci_arttext
38. Yeung EH, Chow DH, Su IY. Kinematic and electromyographic studies on unaided, unilateral and bilateral crutch walking in adolescents with spastic diplegia. *Prosthet Orthot Int [Internet]*. 2012;36(1):63–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22130909%5Cnhttp://poi.sagepub.com/content/36/1/63.full.pdf>

39. Vankoski S, Moore C, Statler KD, Sarwark JF, Dias L. The influence of forearm crutches on pelvic and hip kinematics in children with myelomeningocele: don't throw away the crutches. Vol. 39, *Developmental medicine and child neurology*. 1997. p. 614–9.
40. Elbert, Jay R.; Ackland, Timothy R.; Lloyd, David G.; Wood DJ. Accuracy of partial weight bearing after autologous chondrocyte implantation. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;89:1528–34.
41. Viladot A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. In: Masson. 2004.
42. Perry J, Burnfield JM, Cabico LM. Gait analysis : normal and pathological function [Internet]. Thorofare : : SLACK; 2010 [cited 2017 Mar 30]. 551 p. Available from: http://encore.fama.us.es/iii/encore/record/C__Rb2153819__Sgaitanalysis__Orighresult__X7__T?lang=spi&suite=cobalt
43. Ojeda Granja J. Application of multibody system techniques to human locomotor system. Escuela superior de ingenieros industriales. Universidad de Sevilla; 2012.
44. Plas, F; Viel, E; Blanc Y. La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. In: Masson. 1996. p. 1–30.
45. Miralles RMI. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. 2^a. Masson, editor. Barcelona; 2005.
46. Stone, Erik E; Skubic M. Passive in-home measurement of stride-to-stride gait variability comparing vision and kinetic sensing. In: 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings. Boston, Massachusetts USA; 2011. p. 6491–4.
47. Ugbolue UC, Papi E, Kaliarntas KT, Kerr A, Earl L, Pomeroy VM, et al. The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2013;38(3):483–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.018>

48. O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture*. 2007;25(3):469–74.
49. Sharenkov A, Agres AN, Funk JF, Duda GN, Boeth H. Automatic initial contact detection during overground walking for clinical use. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;40(4):730–4. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636214006614>
50. Chaler Vilaseca J, Garreta Figuera R, Müller B. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabilitación* [Internet]. Elsevier; 2005;39(6):305–14. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74364-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74364-4)
51. Tsung-Han, Hsieh; An-Chih, Tsai ; Cha-Wei, Chang; Ka-Hou, Ho; Wei-Li, Hsu; Ta-Te L. A wearable walking monitoring system for gait analysis. In: 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings. San Diego, California USA; 2012. p. 6772–5.
52. Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrosso S, Nativo R, Benedetti MG. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. 2007;26(4):560–71.
53. Hemmerich a., Van Der Merwe W, Batterham M, Vaughan CL. Knee rotational laxity: An investigation of bilateral asymmetry for comparison with the contralateral uninjured knee. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2012;27(6):607–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.01.005>
54. Díaz CA, Torres A, Ramírez JI, García LF, Álvarez N. Descripción De un Dispositivo Destinado al análisis De la marcha en Dos Dimensiones , cineMED. *Rev EIA*. 2006;85–92.
55. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait Posture*. 2005;21(2):186–96.
56. Cappozzo A.; Catani F.; Della Croce U.; Leardini. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*. 1995;10(4):171–8.

57. Silva MPT, Ambrósio J a C. Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems. *Multibody Syst Dyn.* 2002;8(2):219–39.
58. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol.* 2008;104(3):747–55.
59. Olaru Á, Farré JP, Balias R. Estudio de validación de un instrumento de evaluación postural (SAM, spinal analysis machine). *Apunt Med l'Esport.* 2006;41(150):51–9.
60. Asay JL, Mündermann A, Andriacchi TP. Adaptive patterns of movement during stair climbing in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2009;27(3):325–9.
61. Collado S, Pascual F, Álvarez A, Rodríguez P. ANÁLISIS DE LA MARCHA. FACTORES MODULADORES Susana Collado Vázquez, Felipe Pascual Gómez, Antonio Álvarez Vadillo, Luis Pablo Rodríguez Rodríguez. 2003;1:1–22.
62. Matsuura D, Funato R, Ogata M, Higuchi M, Takeda Y. Efficiency improvement of walking assist machine using crutches based on gait-feasible region analysis. *Mech Mach Theory* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;84:126–33. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2014.02.011>
63. Armand S, Sangeux M, Baker R. Optimal markers' placement on the thorax for clinical gait analysis. *Gait Posture.* 2014;39(1):147–53.
64. Leardini A, Chiari A, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* 2005;21(2):212–25.
65. Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture.* 2005;21(2):197–211.
66. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture.* 2005;21(2):226–37.
67. Langerak NG, Tam N, Vaughan CL, Fiegggen a. G, Schwartz MH. Gait status 17-26 years after selective dorsal rhizotomy. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2012;35(2):244–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.014>

68. Opheim a., McGinley JL, Olsson E, Stanghelle JK, Jahnsen R. Walking deterioration and gait analysis in adults with spastic bilateral cerebral palsy. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2013;37(2):165–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.032>
69. Carraro E, Zeme S, Ticcinelli V, Massaroni C, Santin M, Peretta P, et al. Multidimensional outcome measure of selective dorsal rhizotomy in spastic cerebral palsy. *Eur J Paediatr Neurol* [Internet]. Elsevier Ltd; 2013;18(6):704–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejpn.2014.06.003>
70. Cerda L. Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor. 2014;25(2):265–75.
71. Hemmerich a., van der Merwe W, Vaughan CL. Measuring three-dimensional knee kinematics under torsional loading. *J Biomech*. 2009;42(2):183–6.
72. Kothari A, Haughom B, Subburaj K, Feeley B, Li X, Ma CB. Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL reconstructed patients using 3.0Tesla magnetic resonance imaging. *Knee* [Internet]. Elsevier B.V.; 2012;19(5):648–51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2011.12.001>
73. Floría P, Harrison AJ. Ground reaction force differences in the countermovement jump in girls with different levels of performance. *Res Q Exerc Sport* [Internet]. 2013;84(3):329–35. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=96356708&site=ehost-live>
74. Floría P, Gómez-Landero LA, Suárez-Arrones L, Harrison AJ. Kinetic and Kinematic Analysis for Assessing the Differences in Countermovement Jump Performance in Rugby Players. *J strength Cond Res* [Internet]. 2016;30(9):2533–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24736772>
75. Medina J, Fuentes MDE, Casas J, Batalla a. Análisis funcional y cinemático de la marcha en un paciente con lesión medular lumbar incompleta , antes y después del programa de entrenamiento intensivo con soporte parcial del peso corporal. *Biomecánica*. 2008;16(2):50–7.

76. Gérard Asencio. La marcha humana, la carrera y el salto : biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. In: Masson, editor. 2002.
77. Cabral S, Fernandes R, Selbie WS, Moniz-Pereira V, Veloso AP. Inter-session agreement and reliability of the Global Gait Asymmetry index in healthy adults. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2017;51:20–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.014>
78. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. 2010;31(2):241–6.
79. Cabral S, Resende RA, Clansey AC, Deluzio KJ, Selbie WS, Veloso AP. A Global Gait Asymmetry Index. 2016;171–7.
80. Gilchrist L a., Winter D a. A multisegment computer simulation of normal human gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1997;5(4):290–9.
81. Liu Y, Lu K, Yan S, Sun M, Lester DK, Zhang K. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;39(2):756–60. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636213006437>
82. Osaki Y, Kunin M, Cohen B, Raphan T. Relative contribution of walking velocity and stepping frequency to the neural control of locomotion. *Exp Brain Res*. 2008;185(1):121–35.
83. Comín M. Biomecánica funcional del raquis. In: *Biomecánica del raquis y sistemas de reparación*. Instituto. 1995. p. 87–125.
84. Kapandji AI. La cintura pélvica. In: *Fisiología articular*. 6^o. Madrid: Médica Panamericana; 2008. p. 50–4.
85. Shortell D, Kucer J, Neeley WL, LeBlanc M. The design of a compliant composite crutch. *J Rehabil Res Dev*. 2001;38(1):23–32.
86. 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.

87. Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, Hsiao-Weckslar ET. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clin Biomech.* 2008;23(4):459–67.
88. Moevus A, Mignotte M, de Guise JA, Meunier J. A perceptual map for gait symmetry quantification and pathology detection. *Biomed Eng Online [Internet].* 2015;14(1):99. Available from: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/14/1/99>
89. Kapandji AI. El raquis en conjunto. In: *Fisiología articular.* 6^o. Madrid: Médica Panamericana; 2008. p. 38–44.
90. Jutai J, Coulson S, Teasell R, Bayley M, Garland J, Mayo N, et al. Mobility Assistive Device Utilization in a Prospective Study of Patients With First-Ever Stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(10):1268–75.
91. Jeong-Uk L, Ju-Hyun K, Lim-Kyu L, Mee-Young K, Seung-Min Y, Tae-Hyun L, et al. Posture Analysis of Various Types of Crutch Gait of Healthy Volunteers. *J Phys Ther.* 2013;25(4):453–8.
92. Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Phys Ther.* 2003;83(2):112–22.
93. Engel J, Amir A, Messer E, Caspi I. Walking Cane Designed to assist partial weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64(August):386–8.
94. Duda GN, Bartmeyer B, Sporrer S, Taylor WR, Raschke M, Haas NP. Does partial weight bearing unload a healing bone in external ring fixation? *Langenbeck's Arch Surg.* 2003;388(5):298–304.
95. Ebert JR, Lloyd DG, Ackland T, Wood DJ. Knee biomechanics during walking gait following matrix-induced autologous chondrocyte implantation. *Clin Biomech [Internet].* Elsevier Ltd; 2010;25(10):1011–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.07.004>
96. Klarner T, Chan HK, Wakeling JM, Lam T. Patterns of muscle coordination vary with stride frequency during weight assisted treadmill walking. *Gait Posture.* 2010;31(3):360–5.

97. Gil-Agudo A, Pérez-Rizo E, Del Ama-Espinosa A, Crespo-Ruiz B, Pérez-Nombela S, Sánchez-Ramos A. Comparative biomechanical gait analysis of patients with central cord syndrome walking with one crutch and two crutches. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2009;24(7):551–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.04.009>
98. Martins, M; Santos, C; Costa, L; Frizera A. Feature reduction and multi-classification of different assistive devices according to the gait pattern. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2016;11(3):202–18.
99. Jones A, Alves ACM, de Oliveira LM, Saad M, Natour J. Energy expenditure during cane-assisted gait in patients with knee osteoarthritis. *Clinics (Sao Paulo)*. 2008;63(2):197–200.
100. Goh JC, Toh SL, Bose K. Biomechanical study on axillary crutches during single-leg swing-through gait. *Prosthet Orthot Int*. 1986;10:89–95.
101. McGill SM. DDA. Computer analysis of energy transfers in children walking with crutches. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1984;65:115–20.
102. Vargo MM, Robinson LR, Nicholas JJ. Contralateral V ipsilateral cane use. *Am J Phys Med Rehabil*. 1992;71(3 June):170–6.
103. Kyvelidou A, Kurz MJ, Ehlers JL, Stergiou N. Aging and partial body weight support affects gait variability. *J Neuroeng Rehabil*. 2008;5:22.
104. Lyu SR, Ogata K, Hoshiko I. Effects of a cane on floor reaction force and center of force during gait. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;(375):313–9.
105. Fischer J, Nüesch C, Göpfert B, Mündermann A, Valderrabano V, Hügler T. Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2014;11(1):61. Available from: </han/pubmed/jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-61>
106. Chiou-Tan FY, Magee KN, Krouskop T a. Comparison of upper limb muscle activity in four walking canes: a preliminary study. *J Rehabil Res Dev*. 1999;36(2):94–9.

107. Winstein CJ, Pohl PS, Cardinale C, Green a, Scholtz L, Waters CS. Learning a partial-weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback. *Phys Ther.* 1996;76(9):985–93.
108. Youdas JW, Krause D a., Hellyer NJ, Rindfleisch AB, Hollman JH. Use of individual feedback during human gross anatomy course for enhancing professional behaviors in doctor of physical therapy students. *Anat Sci Educ.* 2013;6(5):324–31.
109. Fu MC, DeLuke L, Buerba R a, Fan RE, Zheng YJ, Leslie MP, et al. Haptic biofeedback for improving compliance with lower-extremity partial weight bearing. *Orthopedics* [Internet]. 2014;37(11):e993-8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25361376>
110. Winstein CJ. Knowledge of results and motor learning--implications for physical therapy. *Phys Ther.* 1991;71(2):140–9.
111. Úbeda Pérez De Heredia I, García Díaz J, Huesa Jiménez F, Vargas Montes J. Fracturas de metatarsianos tratadas sin inmovilización y con carga inmediata. *Trauma.* 2008;19(1):37–42.
112. Erik N. Kubiak, MD Michael J. Beebe, MD Kylee North, MS Robert Hitchcock, PhD Michael Q. Potter M. Early Weight Bearing After Lower Abstract. *J Am Acad Orthop Surg.* 2013;21(12):727–38.
113. Rosenbaum D, Macri F, Lupselo FS, Preis OC. Gait and function as tools for the assessment of fracture repair - The role of movement analysis for the assessment of fracture healing. *Injury* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;45(SUPPL. 2):S39–43. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2014.04.007>
114. Korkmaz M, Erkoç MF, Yolcu S, Balbaloglu O, Öztürmür Z KF. Weight bearing the same day versus non-weight bearing for 4 weeks in Achilles tendon rupture. *J Orthop Sci.* 2015;20(3):513–6.
115. Hesse S. Treadmill training with partial body weight support after stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2003;14(1 SUPPL.):55–65.
116. Kaplan Y. Open vs closed kinetic chain exercises following anterior cruciate ligament reconstruction: The great debate. *J Sci Med Sport.* 2010;12(2010):e100–1.

117. Bohannon RW, Waters G, Cooper J. Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*. 1989;69(3 Pt 1):875–80.
118. Ojeda J, Martínez-Reina J, Mayo J. A method to evaluate human skeletal models using marker residuals and global optimization. *Mech Mach Theory* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;73:259–72. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2013.11.003>
119. Hayes N, Polygon V, Pluggait T, You I, During I. Plug in Gait details.
120. Nexus V. Product Guide — Foundation Notes. Perspective. 2008. p. 1–22.
121. Hayes N, Polygon V, Pluggait T, You I, During I. 1 Introduction to Plug-in Gait Modeling 2 Plug-in Gait Block Diagram 3 Plug-in Gait modeling assumptions.
122. Vicon Nexus. Getting started. user guide. Nexus/Revision 1 0. 2010.
123. Baydal J. Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical. 2012;
124. Grootveld L, Thies SB, Ogden D, Howard D, Kenney LPJ. Medical Engineering & Physics Automatic detection of lift-off and touch-down of a pick-up walker using 3D kinematics. *Med Eng Phys* [Internet]. Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2014;36(2):255–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.08.008>
125. Benayad, A.; Hachenmi, N.; Hean, CC.; Yvroud E.; Rodriguez, LP.; Ponce, J.; Andre J. Análisis de la marcha asistida con bastones mediante un sistema telemétrico. *Rev Mot*. 1999;5:133–44.
126. Dingwell JB, John J, Cusumano JP. Do humans optimally exploit redundancy to control step variability in walking? *PLoS Comput Biol*. 2010;6(7):14.
127. Jones A, Alves ACM, Oliveira LM De, Saad M, Natour J. Clinical Science Energy Expenditure During Cane-Assisted Gait in Patients With Knee Osteoarthritis. *Clinics*. 2008;63(2):197–200.

128. Sarkar AK, Thiel D V. Determination of Spatiotemporal Parameters in Straight Drive Cricket Bat Swing Using Accelerometer Sensors. *Procedia Eng* [Internet]. Elsevier B.V.; 2015;112:213–8. Available from:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877705815014514>
129. Hol a. M, 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.
130. Franz JR, Riley PO, Dicharry J, Allaire PE, Kerrigan DC. Gait synchronized force modulation during the stance period of one limb achieved by an active partial body weight support system. *J Biomech*. 2008;41(15):3116–20.
131. Herrero EV, Pastor JP, Gracia CS, Vilela JM, Moya MFP De, Pérez LG, et al. *Cuadernos de Biomecánica. Valoración Funcional*. 2012;
132. Ceseracciu E, Sawacha Z, Cobelli C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: Proof of concept. *PLoS One*. 2014;9(3):1–7.
133. Muro-de-la-Herran A, García-Zapirain B, Méndez-Zorrilla A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*. 2014;14(2):3362–94.
134. Dingenen B, Malfait B, Vanrenterghem J, Verschueren SMP, Staes FF. The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes. *Phys Ther Sport* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;15(2):117–23. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.05.001>
135. Richards JG. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum Mov Sci*. 1999;18(5):589–602.
136. Dworak, Lechoslaw B.; Murawa, Michal, Owsian, Marek; Maczynski, Jacek; Kabacinski, Jaroslaw; Rzepnicka A. Caminar desde la perspectiva de la biomecánica y kinesiología. análisis crítico del estado del conocimiento y concepto de la investigación.

137. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2010;25(5):444–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>
138. Ijmker T, Houdijk H, Lamoth CJ, Jarbandhan A V., Rijntjes D, Beek PJ, et al. Effect of balance support on the energy cost of walking after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(11):2255–61.
139. Fischer AG, Wolf A. Assessment of the effects of body weight unloading on overground gait biomechanical parameters. *Clin Biomech* [Internet]. Elsevier Ltd; 2015;30(5):454–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.010>
140. Duffell, LD; Hope, N; McGregor A. Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a clusterbased model and Vicon´s plug-in gait. *J Eng Med*. 2014;228(2):206–10.
141. Cimolin V, Galli M. Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;39(4):1005–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
142. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360–9.
143. Tixa S. Atlas de Anatomía Palpatoria. Tomo1: Cuello, tronco y miembro superior. Masson; 2006.
144. Fang MA, Heiney C, Yentes JM, Harada ND, Masih S, Perell-Gerson KL. Effects of Contralateral Versus Ipsilateral Cane Use on Gait in People with Knee Osteoarthritis. *PM R* [Internet]. American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation; 2015;7(4):400–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.09.018>
145. Jeong YG, Jeong YJ, Myong JP, Koo JW. Which type of cane is the most efficient, based on oxygen consumption and balance capacity, in chronic stroke patients? *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2015;41(2):493–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.016>

146. Llobell JP. Diseño de medidas repetidas [Internet]. Manual de psicología experimental. Metodología de investigación. 1996. Available from: <http://www.uv.es/~friasnav/MedidasRepetidasMixto.pdf>
147. Stergiou N. Time Series analysis: the cross-correlation function. In: Innovative Analyses of Human Movement. 1^o. Stanningley, United Kingdom: Human Kinetics; 2004. p. 189–205.
148. Bonnefoy-Mazure a., Turcot K, Kaelin a., De Coulon G, Armand S. Full body gait analysis may improve diagnostic discrimination between hereditary spastic paraplegia and spastic diplegia: A preliminary study. Res Dev Disabil [Internet]. Elsevier Ltd; 2013;34(1):495–504. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ridd.2012.09.005>
149. Cohen J. The analysis of variance. In: Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2^o. Hillsdale, New Jersey: Lawrence erlbaum associates, Publishers; 1988. p. 273–406.
150. Pavčič J, Matjačić Z, Olenšek A. Kinematics of turning during walking over ground and on a rotating treadmill. J Neuroeng Rehabil [Internet]. 2014;11:127. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4155102&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
151. Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. 2005;38:2228–36.

10.- ANEXOS.

10. ANEXOS.

ANEXO I. Cuestionario de registro.

CUESTIONARIO DE REGISTRO

NOMBRE

Nº registro:

Nº de contacto:

Nº de calzado:

Edad:

Talla: Peso:

Dominancia: OJO:

MMSS: MMII:

Distancia ASIS_malelo:

1. ¿Ha empleado alguna vez bastones canadienses para caminar?

En caso afirmativo indique:

* Indique qué patología tuvo: _____

* ¿En qué miembro inferior tuvo la lesión? _____

* Utilizó uno o dos batones: _____

* En caso de ser uno, ¿lo llevaba en el mismo lado o en el contrario a la lesión?

* Cuánto tiempo hace desde la última vez que los empleó: _____

2. ¿Tiene conocimiento sobre el uso de bastones debido a su formación académica o profesión?

indique cuál:

3. ¿Realiza o ha realizado actividad física y/o deportiva de forma habitual?

¿cuál/cuáles?

ANEXO 2. Consentimiento informado.

Lea atentamente la totalidad de la información que se le presenta a continuación. Firme en cada página, manifestando su voluntad de participar libremente en el presente estudio, señalando de este modo que ha leído y que comprende la información.

Debe preguntar cualquier aspecto que no comprenda antes de firmar el consentimiento que aparece abajo de cada página del documento.

Contexto del estudio

En el proceso de recuperación funcional del miembro inferior, a menudo se emplea el uso de bastones canadienses como herramienta fundamental en la reeducación de la marcha. La marcha asistida con descarga parcial es utilizada en los tratamientos de Fisioterapia a fin de acelerar la reincorporación del sujeto a sus actividades de la vida diaria.

¿En qué consiste la investigación?

Con este estudio pretendemos aclarar qué ocurre en las distintas articulaciones durante el ciclo de la marcha asistida.

Para ello contaremos con el análisis de la marcha en tres dimensiones, para lo cual se le fijarán con Kinesiotape 13 marcadores inocuos en los distintos segmentos corporales.

Se realizará un pequeño aprendizaje de la marcha asistida para saber ejercer sobre los bastones el porcentaje de carga requerido para cada momento, gracias al sistema de biofeedback GCH2.

Las pruebas consistirán en andar 15 veces por el pasillo de marcha de la siguiente forma:

- Sin bastones,
- Con un bastón en el miembro superior izquierdo.
- Y con dos bastones.

El sujeto deberá cargar en cada modalidad el 10%, 25% y el 50% de peso corporal.

Previamente al estudio se tomarán algunos datos personales de forma confidencial.

Los beneficios del estudio comprenderán tanto para el ámbito asistencial como el docente e investigador. Los riesgos para el participante son nulos y se ajusta a las normativas vigentes en el Estado Español (Ley 1571999 de Protección de datos de Carácter Personal) y la Unión Europea.

Consentimiento:

1. He leído y comprendido la información anterior, así como aceptado las condiciones del estudio
2. Doy fe de no haber omitido o alterado datos al informar sobre mi historial.
3. Doy mi consentimiento para el tratamiento de la información que de mí se obtenga con fines sanitarios, científicos o educativos conforme a las normas legales. De acuerdo con la Ley 1571999 de Protección de datos de Carácter Personal, los datos que se me requieren son necesarios para realizar el estudio correctamente. No se revelará mi identidad bajo ningún concepto, así como mis datos personales a personas a personas externas a la investigación.
4. La investigación cumple con los requisitos éticos para experimentar con sujetos humanos adultos
5. Me ha sido explicado de forma comprensible el procedimiento, beneficios y riesgos del estudio propuesto.
6. He podido hacer preguntas sobre el estudio y han sido contestadas de forma clara y precisa.
7. He hablado con _____ (investigador o persona autorizada y DNI).
8. Comprendo que mi participación es voluntaria y que por tanto, puedo retirarme de la prueba cuando quiera y sin tener que dar explicación alguna.

D./Dña. _____

ACEPTO libremente la participación en el estudio

_____, a ____ de ____ de 2013.

EJEMPLAR PARA EL PARTICIPANTE

Consentimiento:

1. He leído y comprendido la información anterior, así como aceptado las condiciones del estudio
2. Doy fe de no haber omitido o alterado datos al informar sobre mi historial.
3. Doy mi consentimiento para el tratamiento de la información que de mí se obtenga con fines sanitarios, científicos o educativos conforme a las normas legales. De acuerdo con la Ley 1571999 de Protección de datos de Carácter Personal, los datos que se me requieren son necesarios para realizar el estudio correctamente. No se revelará mi identidad bajo ningún concepto, así como mis datos personales a personas a personas externas a la investigación.
4. Me ha sido explicado de forma comprensible el procedimiento, beneficios y riesgos del estudio propuesto.
5. He podido hacer preguntas sobre el estudio y han sido contestadas de forma clara y precisa.
6. He hablado con _____ (investigador o persona autorizada y DNI).
7. Comprendo que mi participación es voluntaria y que por tanto, puedo retirarme de la prueba cuando quiera y sin tener que dar explicación alguna.

D./Dña. _____

ACEPTO libremente la participación en el estudio

_____, a ____ de ____ de 2015.

EJEMPLAR PARA LA INVESTIGADORA

ANEXO 3. Hoja de registro de ensayos.

NOMBRE: N° REGISTRO FECHA:

SESIÓN 4	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>sin bastones</i>																														
<i>sin bastones</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														
SESIÓN 11	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>UI 10%</i>																														
<i>UI 10%</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														
SESIÓN 13	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>UI 25%</i>																														
<i>UI 25%</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														
SESIÓN 14	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>UI 50%</i>																														
<i>UI 50%</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														
SESIÓN 16	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>B25%</i>																														
<i>B25%</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														
SESIÓN 17	1		3		5		7		9		11		13		15		17		19		21		23		25		27		29	
<i>B50%</i>																														
<i>B50%</i>	2		4		6		8		10		12		14		16		18		20		22		24		26		28		30	
Anotaciones:																														

ANEXO 4. Resolución de ayuda a la investigación por el ICPFA



Ilustre Colegio
Profesional
de Fisioterapeutas
de Andalucía

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN: INFLUENCIA DE LA CARGA APLICADA SOBRE BASTONES CANADIENSES EN
PARÁMETROS BIOMECÁNICOS DURANTE LA MARCHA ASISTIDA EN INDIVIDUOS SANOS

INVESTIGADOR PRINCIPAL: D^a. RAQUEL SOBRINO SÁNCHEZ



D^a. RAQUEL SOBRINO SÁNCHEZ
C/ ARBORANTE N^o 6 BAJO D
41008 SEVILLA

N^o. Ref.: 2573/14P/SG

Asunto: Solicitud de Ayuda para Proyectos de Investigación. Evaluación Comisión de Expertos.

Sevilla a 17 de julio de 2014

Estimada colegiada:

En relación a su solicitud de subvención del proyecto de investigación titulado "*Influencia de la carga aplicada sobre bastones canadienses en parámetros biomecánicos durante la marcha asistida en individuos sanos*" presentado por usted en la convocatoria de 2014, le comunico que, considerando los informes presentados por la Comisión Evaluadora de Expertos y habiendo obtenido un total de 82 puntos en la valoración del proyecto, la Junta de Gobierno ha decidido **conceder** la subvención de 2.471'00 euros.

Asimismo, le remito algunos de los comentarios realizados por la Comisión Evaluadora de Expertos, los cuales consideran que pueden ser de ayuda para mejorar su proyecto de investigación.

Por otro lado, adjunto le remito modelo de declaración responsable que deberá devolver debidamente cumplimentada y firmada para la formalización de la subvención concedida. Una vez tenga entrada en la Secretaría General del ICPFA, se iniciarán las gestiones oportunas para su abono.

Esperando sea de su interés, reciba un cordial saludo.

Atentamente,

Daniel Madruga Maura
Secretaría General

ANEXO 5. Aprobación del comité ético (Junta de Andalucía).



**Informe Dictamen Favorable
Proyecto Investigación Biomédica**

C.P. RSS2015 - C.I.

26 de abril de 2015

CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

Dr. Víctor Sánchez Margalet
Presidente del CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

CERTIFICA

1º. Que el CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío en su reunión del día 27/03/2015, acta 03/2015 ha evaluado la propuesta del promotor referida al estudio:

Título: INFLUENCIA DE LA CARGA APLICADA SOBRE BASTONES DE ANTEBRAZO EN PARÁMETROS DURANTE LA MARCHA ASISTIDA EN SUJETOS SANOS

Código Promotor: RSS2015 **Código Interno:** 0058-N-15

Promotor: Investigador

1º. Considera que

- El estudio se plantea siguiendo los requisitos de la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica 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 estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.
- La capacidad de los Investigadores y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

2º. Por lo que este CEI emite un **DICTAMEN FAVORABLE**.

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

CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

Gema Chamorro Moriana
Universidad de Sevilla

Lo que firmo en Sevilla, a 26 de abril de 2015

Fdo:

Dr. Víctor Sánchez Margalet
Presidente del CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

ANEXO 6. Datos del cuestionario de registro.

N°	NOMBRE	FEC. NAC. /EDAD	TALLA	PESO	MMSS	MMII	ENTRE EIPS	ASIS- M DCHO	ASIS- M. IZO
3	ANGELA SANCHEZ MARTINEZ	16-09-1975/41	151	48	D	D	10,6	77	76
6	RAFAEL BEJARANO BORREGO	06/02/1983/33	171	76	D	D	10,8	95	90
7	MARIA PAZ DOMINGUEZ CRUZ	27-06-1980/36	166	64	D	D	11,4	85	84
8	DIANA REDONDO MARTINEZ	01-07-1985/31	160	55	D	D	11,2	85	84,5
9	ISABEL GEA BURGOS	15-03-1985/31	159	62	D	D	10,3	84,5	84,5
11	LOLA SANCHEZ JIMENEZ	11-05-1985/31	155	54	D	D	11,4	79	78,5
13	PAULA GARCIA BERMEJO	04-09-1991/25	156	53	D	D	9,4	77,5	77,5
14	EULALIA SANCHEZ JIMENEZ	23-09-1959/57	156	52	D		10	78,5	77,5
16	JAVIER MARAVER MUDARRA	21-04-1992/24	185	87	D	D	10,1	102	101,5
17	JESUS SOBRINO SANCHEZ	18-12-1989-27	171	86	D	D	12,7	86,5	87
18	LUIS MANUEL MEDINA SANCHEZ	14-02-1983/33	167	65	D	D	9,3	87	86,5
19	VICTOR SANCHEZ ALGUACIL	05-08-1983/33	171	68	D	D	9,7	89	89
20	MARIA JOSE FERNANDEZ MARTIN	20-02-1985/31	163	56	I	D	11,1	82,5	83
21	DAVID RODRIGUEZ RINCON	20-06-1983/33	171	88	D	D	10,8	89	90
22	M. CARMEN BEJARANO BORREGO	29-11-1985/31	151	56	D	D	11,1	85	84,7
23	CRISTIAN GALAN ALBERRUCHE	04-09-1986/30	174	78	D	D	11,8	92,5	92,5
24	ENCARNACION NAVARRO PARADO	02-02-1979/37	166	59	D	D	13,5	83,5	83
25	JOSE MANUEL ROLDAN LEON	12-04-1981/35	175	85	D	D	12	90	89,5
26	CARMEN ALCANTAR SERRANO	30-11-1985/31	172	67	D	D	12,8	85	84,5
27	LUCIA REDONDO ALONSO	20-08-1991/25	163	64	D	D	12	83,5	83,5
28	MARTA RUBIO MARIN	11-09-1983/33	164	64	D	D	12,3	89	89
29	JOSE DIAZ CARMONA	11-11-1987/29	181	71	D	D	12,4	97,5	97,5
30	ROMINA ATOCHA GOMEZ	09-09-1987/29	171	50	D	D	11,5	96	94,5

N	U S O	en caso afirmativo de haber empleado bastón					conocimiento debido a su formación		actividad física de forma habitual		PROFESIÓN
		PATOLOGIA QUE TUVO	EN QUE MMII	CUÁNTOS UTILIZÓ	EN QUÉ MIEMBRO	CUÁNTO HACE	SI/ NO	INDIQUE CUAL	SI/ NO	EN CASO AFIRMATIVO ¿CUÁLES?	
3	si	esguince	dcho.	uno	contrario	1 año	no		si	cardiovascular, aeróbica	profesora
6	si	esguince rodilla	izq.	dos		1 año	si	inef	si	futbol, correr, musculación	educador social
7	si	esguince	dcho.	dos		2 años	si	auxiliar enfermería	no		auxiliar enfermería
8	no						no		no		profesora
9	si	esguince ambos tobillos	ambos	dos		4 años	si	fisioterape uta	si	aerobic	fisioterapeuta
11	si	esguince tobillo	dcho.	dos		15 años	no		si	spinning	abogada
13	no						si	fisioterape uta	no		fisioterapeuta
14	no						si	hija fisioterape uta	no		administrativ o
16	no						no		si	kick boxing, ciclismo, pesas	estudiante
17	si	tend. rotuliana, meniscopatía	dcho.	dos		6 años	no		si	remo	estudiante
18	si	esguince tobillo	dcho.	una	contrario	13 años	no		si	futbol	informático
19	si	esguince rodilla	dcho.	una	mismo lado	5 años	no		no		odontólogo
20	si	tobillo	dcho.	una	contrario	7 años	no		no		periodista
21	si	esguince tobillo	dcho.	dos		9 años	no		si	correr, futbol	mantenimien to
22	no						no		si	natación	peluquera y esteticista
23	no						no		si	futbol, balonmano	militar
24	si	esguince tobillo	izq.	dos		17 años	no		si	natación, remo, waterpolo	auxiliar enfermería
25	si	luxación	izq.	dos		5 años	no		si	pádel	asesor
26	si	esguince	ambos	dos		5 años	no		no		recursos humanos
27	no						si	fisioterape uta	si	correr	fisioterapeuta
28	si	esguince rodilla	dcha.	una	contrario	3 años	si	enfermera	si		enfermera matrona
29	si	esguince tobillo	dcho.	dos		10 años	si		si	baloncesto	entrenador baloncesto
30	si	esguince	izq.	dos		3 años	no		si	correr	administrativ a

ANEXO 7. Pruebas de normalidad para comparaciones entre las diferentes marchas asistidas.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
LFCab-UI10	,132	22	,200	,935	22	,155
LFCab-UI25	,167	22	,114	,927	22	,107
LFCab-UI50	,181	22	,059	,840	22	,002
LFCab-B25	,209	22	,013	,900	22	,030
LFCab-B50	,214	22	,010	,737	22	,000

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
FE-Cab-UI10	,191	22	,036	,837	22	,002
FE-Cab-UI25	,187	22	,043	,773	22	,000
FE-Cab-UI50	,211	22	,012	,806	22	,001
FE-Cab-B25	,097	22	,200	,958	22	,451
FE-Cab-B50	,258	22	,001	,774	22	,000

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
RotCab-UI10	,161	22	,145	,923	22	,088
RotCab-UI25	,175	22	,079	,834	22	,002
RotCab-UI50	,135	22	,200	,950	22	,309
RotCab-B25	,117	22	,200	,974	22	,810
RotCab-B50	,175	22	,077	,940	22	,194

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
LFTR-UI10	,160	22	,150	,863	22	,006
LFTR-UI25	,181	22	,060	,832	22	,002
LFTR-UI50	,162	22	,136	,883	22	,014
LFTR-B25	,257	22	,001	,850	22	,003
LFTR-B50	,159	22	,152	,918	22	,069

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
FE-TR-UI10	,145	22	,200	,958	22	,451
FE-TR-UI25	,147	22	,200	,880	22	,012
FE-TR-UI50	,189	22	,039	,785	22	,000
FE-TR-B25	,170	22	,096	,890	22	,019
FE-TR-B50	,180	22	,063	,813	22	,001

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
RotTR-UI10	,147	22	,200	,941	22	,211
RotTR-UI25	,112	22	,200	,965	22	,595
RotTR-UI50	,112	22	,200	,953	22	,363
RotTR-B25	,136	22	,200	,937	22	,171
RotTR-B50	,100	22	,200	,949	22	,298

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Ant-Retr-Pel-UI10	,121	22	,200	,942	22	,222
Ant-Retr-Pel-UI25	,103	22	,200	,963	22	,554
Ant-Retr-Pel-UI50	,198	22	,025	,914	22	,057
Ant-Retr-Pel-B25	,152	22	,200	,932	22	,133
Ant-Retr-Pel-B50	,103	22	,200	,958	22	,457

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
RotPel-UI10	,118	22	,200	,942	22	,220
RotPel-UI25	,153	22	,200	,944	22	,239
RotPel-UI50	,133	22	,200	,911	22	,050
RotPel-B25	,160	22	,150	,952	22	,348
RotPel-B50	,115	22	,200	,966	22	,623

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
FE-HpelD-UI10	,146	22	,200	,907	22	,040
FE -HpelD-UI25	,159	22	,156	,910	22	,046
FE -HpelD-UI50	,182	22	,056	,806	22	,001
FE -HpelD-B25	,144	22	,200	,852	22	,004
FE -HpelD-B50	,191	22	,036	,851	22	,004

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
FE- HpelI-UI10	,089	22	,200	,984	22	,963
FE- HpelI-UI25	,161	22	,141	,871	22	,008
FE- HpelI-UI50	,153	22	,197	,794	22	,000
FE- HpelI-B25	,182	22	,057	,917	22	,064
FE- HpelI-B50	,158	22	,163	,902	22	,032

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
TorHpel-D-I-UI10	,190	22	,037	,934	22	,145
TorHpel-D-I-UI25	,111	22	,200	,966	22	,611
TorHpel-D-I-UI50	,112	22	,200	,975	22	,822
TorHpel-D-I-B25	,110	22	,200	,959	22	,472
TorHpel-D-I-B50	,133	22	,200	,939	22	,192

ANEXO 8. Prueba no paramétrica para Lateroflexión de la cabeza.

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
LFCab-UI10	22	2,4628	1,3970	,5902	5,7794	LFCab-UI10	3,36
LFCab-UI25	22	2,7329	1,5774	,6999	6,5503	LFCab-UI25	3,41
LFCab-UI50	22	2,8535	1,6365	,4396	8,4871	LFCab-UI50	3,50
LFCab-B25	22	1,8607	1,1417	,4785	4,6102	LFCab-B25	2,09
LFCab-B50	22	2,2425	1,6064	,9534	7,6846	LFCab-B50	2,64

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	13,273
Gl	4
Sig. asintót.	,010

Prueba de Friedman

Prueba de Rangos con Signos de Wilcoxon:

Rangos

		N	Rango promedio	Suma de rangos
LFCab-UI25 - LFCab-UI10	Rangos negativos	13	8,85	115,00
	Rangos positivos	9	15,33	138,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-UI50 - LFCab-UI10	Rangos negativos	9	10,11	91,00
	Rangos positivos	13	12,46	162,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B25 - LFCab-UI10	Rangos negativos	15	11,73	176,00
	Rangos positivos	7	11,00	77,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B50 - LFCab-UI10	Rangos negativos	15	11,07	166,00
	Rangos positivos	7	12,43	87,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-UI50 - LFCab-UI25	Rangos negativos	12	10,75	129,00
	Rangos positivos	10	12,40	124,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B25 - LFCab-UI25	Rangos negativos	18	12,72	229,00
	Rangos positivos	4	6,00	24,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B50 - LFCab-UI25	Rangos negativos	14	12,57	176,00
	Rangos positivos	8	9,63	77,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B25 - LFCab-UI50	Rangos negativos	17	12,41	211,00
	Rangos positivos	5	8,40	42,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B50 - LFCab-UI50	Rangos negativos	15	12,60	189,00
	Rangos positivos	7	9,14	64,00
	Empates	0		
	Total	22		
LFCab-B50 - LFCab-B25	Rangos negativos	8	10,63	85,00
	Rangos positivos	14	12,00	168,00
	Empates	0		
	Total	22		

ANEXO 9. Pruebas no paramétricas para Flexoextensión de la cabeza.

Estadísticos descriptivos					Rangos		
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
FE-Cab-UI10	22	2,47585	1,43344	1,00181	6,77061	FE-Cab-UI10	2,00
FE-Cab-UI25	22	2,78896	1,87018	1,12955	9,13819	FE-Cab-UI25	2,59
FE-Cab-UI50	22	3,70942	2,14067	1,65190	9,58946	FE-Cab-UI50	3,59
FE-Cab-B25	22	3,45136	1,74398	,96255	7,56175	FE-Cab-B25	3,23
FE-Cab-B50	22	4,04513	2,69916	1,52304	11,85787	FE-Cab-B50	3,59

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	16,873
gl	4
Sig. asintót.	,002

Prueba de Friedman

Prueba de Rangos con Signos de Wilcoxon:

Rangos

		N	Rango promedio	Suma de rangos
FE-Cab-UI25 - FE-Cab-UI10	Rangos negativos	8	12,00	96,00
	Rangos positivos	14	11,21	157,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-UI50 - FE-Cab-UI10	Rangos negativos	4	10,50	42,00
	Rangos positivos	18	11,72	211,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B25 - FE-Cab-UI10	Rangos negativos	6	6,33	38,00
	Rangos positivos	16	13,44	215,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B50 - FE-Cab-UI10	Rangos negativos	4	5,25	21,00
	Rangos positivos	18	12,89	232,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-UI50 - FE-Cab-UI25	Rangos negativos	5	9,00	45,00
	Rangos positivos	17	12,24	208,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B25 - FE-Cab-UI25	Rangos negativos	9	9,67	87,00
	Rangos positivos	13	12,77	166,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B50 - FE-Cab-UI25	Rangos negativos	7	8,29	58,00
	Rangos positivos	15	13,00	195,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B25 - FE-Cab-UI50	Rangos negativos	12	12,08	145,00
	Rangos positivos	10	10,80	108,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B50 - FE-Cab-UI50	Rangos negativos	10	10,80	108,00
	Rangos positivos	12	12,08	145,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-Cab-B50 - FE-Cab-B25	Rangos negativos	10	9,80	98,00
	Rangos positivos	12	12,92	155,00
	Empates	0		
	Total	22		

ANEXO 10. Prueba no paramétrica para la rotación de la cabeza.

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
RotCab-UI10	22	3,01358	1,39281	1,26859	6,07425	RotCab-UI10	2,91
RotCab-UI25	22	3,00873	1,49118	1,32921	7,97186	RotCab-UI25	2,73
RotCab-UI50	22	3,62937	1,48929	1,57320	7,34947	RotCab-UI50	3,64
RotCab-B25	22	3,08527	1,23712	,77865	5,41676	RotCab-B25	3,00
RotCab-B50	22	2,91339	1,25762	,79315	6,07301	RotCab-B50	2,73

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	4,945
gl	4
Sig. asintót.	,293

Prueba de Friedman

ANEXO 11. Prueba no paramétrica para la lateroflexión del tronco.

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
LFTR-UI10	22	3,10538	1,34594	1,66503	7,07556	LFTR-UI10	2,48
LFTR-UI25	22	3,35397	1,54862	1,58670	7,96896	LFTR-UI25	2,98
LFTR-UI50	22	3,52850	1,51892	1,55525	7,01909	LFTR-UI50	3,55
LFTR-B25	22	3,48482	1,52396	1,76370	7,12103	LFTR-B25	2,95
LFTR-B50	22	3,55208	1,60114	1,23922	7,42308	LFTR-B50	3,05

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	5,075
gl	4
Sig. asintót.	,280

Prueba de Friedman

ANEXO 12. Prueba no paramétrica para la flexoextensión del tronco.

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
FE-TR-UI10	22	1,93296	,77977	,76641	3,67940	FE-TR-UI10	2,09
FE-TR-UI25	22	2,12555	,93727	,97320	5,06119	FE-TR-UI25	2,36
FE-TR-UI50	22	2,56455	1,76973	1,00566	8,63103	FE-TR-UI50	3,45
FE-TR-B25	22	2,33679	1,07576	,80439	5,52909	FE-TR-B25	3,05
FE-TR-B50	22	3,11478	1,48103	1,62447	7,59717	FE-TR-B50	4,05

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	22,291
gl	4
Sig. asintót.	,000

Prueba de Friedman

Prueba de Rangos con Signos de Wilcoxon:

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
FE-TR-UI25 - FE-TR-UI10	Rangos negativos	9	10,22	92,00
	Rangos positivos	13	12,38	161,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-UI50 - FE-TR-UI10	Rangos negativos	6	11,17	67,00
	Rangos positivos	16	11,63	186,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B25 - FE-TR-UI10	Rangos negativos	6	11,33	68,00
	Rangos positivos	16	11,56	185,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B50 - FE-TR-UI10	Rangos negativos	3	9,67	29,00
	Rangos positivos	19	11,79	224,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-UI50 - FE-TR-UI25	Rangos negativos	6	10,33	62,00
	Rangos positivos	16	11,94	191,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B25 - FE-TR-UI25	Rangos negativos	7	12,29	86,00
	Rangos positivos	15	11,13	167,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B50 - FE-TR-UI25	Rangos negativos	4	7,25	29,00
	Rangos positivos	18	12,44	224,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B25 - FE-TR-UI50	Rangos negativos	13	11,46	149,00
	Rangos positivos	9	11,56	104,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B50 - FE-TR-UI50	Rangos negativos	9	9,67	87,00
	Rangos positivos	13	12,77	166,00
	Empates	0		
	Total	22		
FE-TR-B50 - FE-TR-B25	Rangos negativos	5	5,60	28,00
	Rangos positivos	17	13,24	225,00
	Empates	0		
	Total	22		

ANEXO 13. Prueba paramétrica para la rotación del tronco.**Estadísticos descriptivos**

	Media	Desviación típica	N
RotTR-UI10	3,81703396491	1,083453674955	22
RotTR-UI25	3,58121751645	1,220072327044	22
RotTR-UI50	3,42791566986	1,137467164063	22
RotTR-B25	3,83403989886	1,330203895245	22
RotTR-B50	3,73459280055	1,471162916547	22

Prueba de esfericidad de Mauchly

Rotación del tronco

Efecto intra - sujetos	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon		
					Greenhouse - Geisser	Huynh - Feldt	Límite inferior
RotTR	,181	33,205	9	,000	,504	,558	,250

Estimaciones

Medida:MEASURE_1

RotTR	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	3,817	,231	3,337	4,297
2	3,581	,260	3,040	4,122
3	3,428	,243	2,924	3,932
4	3,834	,284	3,244	4,424
5	3,735	,314	3,082	4,387

ANEXO 14. Prueba paramétrica para la anteversión-retroversión pélvica.**Estadísticos descriptivos**

	Media	Desviación típica	N
Ant-Retr-Pel-UI10	4,43265188182	1,840394689102	22
Ant-Retr-Pel-UI25	5,69078763759	2,332707966621	22
Ant-Retr-Pel-UI50	7,71705500073	3,148643615978	22
Ant-Retr-Pel-B25	4,26514591291	1,644727985129	22
Ant-Retr-Pel-B50	4,65541416705	1,810396428808	22

Prueba de esfericidad de Mauchly

Anteversión-Retroversión Pélvica

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
Ant_Retr_Pel	,116	41,868	9	,000	,473	,518	,250

Pruebas de efectos intra-sujetos.

Anteversión-Retroversión Pélvica

Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada
Ant_Retr_Pel	Esfericidad asumida	180,839	4	45,210	29,255	,000	,582	117,022	1,000
	Greenhouse - Geisser	180,839	1,891	95,619	29,255	,000	,582	55,329	1,000
	Huynh-Feldt	180,839	2,073	87,247	29,255	,000	,582	60,639	1,000
	Límite - inferior	180,839	1,000	180,839	29,255	,000	,582	29,255	,999
Error (Ant_Retr_Pel)	Esfericidad asumida	129,809	84	1,545					
	Greenhouse-Geisser	129,809	39,716	3,268					
	Huynh-Feldt	129,809	43,527	2,982					
	Límite-inferior	129,809	21,000	6,181					

Anteversión-Retroversión Pélvica

Ant_Retr_Pel	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
UI10	4,433	,392	3,617	5,249
UI25	5,691	,497	4,657	6,725
UI50	7,717	,671	6,321	9,113
B25	4,265	,351	3,536	4,994
B50	4,655	,386	3,853	5,458

ANEXO 15. Prueba no paramétrica para la rotación pélvica.

Estadísticos descriptivos					Rangos		
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
RotPel-UI10	22	5,10578	2,10364	1,93150	8,69603	RotPel-UI10	2,75
RotPel-UI25	22	4,89992	2,11406	1,31379	8,66500	RotPel-UI25	2,61
RotPel-UI50	22	5,57676	2,70830	2,25821	11,44990	RotPel-UI50	3,18
RotPel-B25	22	5,66982	1,81330	2,37824	8,47340	RotPel-B25	3,36
RotPel-B50	22	5,70829	2,48504	1,92867	11,25018	RotPel-B50	3,09

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	3,399
gl	4
Sig. asintót.	,493

Prueba de Friedman

ANEXO 16. Prueba paramétrica para la torsión pélvica.**Estadísticos descriptivos**

	Media	Desviación típica	N
TorHpel-D-I-UI10	1,22724176514	,438924844074	22
TorHpel-D-I-UI25	1,51518535250	,503649480388	22
TorHpel-D-I-UI50	1,69201052332	,606229219102	22
TorHpel-D-I-B25	1,07322444655	,402075301174	22
TorHpel-D-I-B50	1,01961516750	,448258604262	22

Prueba de esfericidad de Mauchly

Torsión de la Hemipelvis Derecha e Izquierda

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
TorHpel D_I	,197	31,531	9	,000	,530	,591	,250

Pruebas de efectos intra-sujetos.

Torsión de la Hemipelvis Derecha e Izquierda

Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada
TorHpel D_I	Esfericidad asumida	7,374	4	1,843	20,898	,000	,499	83,590	1,000
	Greenhouse-Geisser	7,374	2,119	3,479	20,898	,000	,499	44,292	1,000
	Huynh-Feldt	7,374	2,364	3,119	20,898	,000	,499	49,397	1,000
	Límite-inferior	7,374	1,000	7,374	20,898	,000	,499	20,898	,992
Error (TorHpel D_I)	Esfericidad asumida	7,410	84	,088					
	Greenhouse-Geisser	7,410	44,509	,166					
	Huynh-Feldt	7,410	49,639	,149					
	Límite-inferior	7,410	21,000	,353					

TorHpel D_I	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
UI10	1,227	,094	1,033	1,422
UI25	1,515	,107	1,292	1,738
UI50	1,692	,129	1,423	1,961
B25	1,073	,086	,895	1,251
B50	1,020	,096	,821	1,218

ANEXO 17. Prueba no paramétrica para la flexoextensión de la pelvis de la hemipelvis derecha y de la hemipelvis izquierda.

HEMIPELVIS DERECHA

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
Flex-Ext -HpelD-UI10	22	2,54434	1,14485	1,03690	5,78118	Flex-Ext -HpelD-UI10	2,30
Flex-Ext -HpelD-UI25	22	2,98986	1,27847	1,37698	6,69088	Flex-Ext -HpelD-UI25	3,02
Flex-Ext -HpelD-UI50	22	3,30406	2,14898	1,14250	10,45830	Flex-Ext -HpelD-UI50	3,32
Flex-Ext -HpelD-B25	22	2,91006	1,42572	,95821	7,74300	Flex-Ext -HpelD-B25	2,82
Flex-Ext -HpelD-B50	22	3,50814	2,00061	1,13335	9,12010	Flex-Ext -HpelD-B50	3,55

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	8,191
gl	4
Sig. asintót.	,085

Prueba de Friedman

HEMIPELVIS IZQUIERDA

Estadísticos descriptivos						Rangos	
	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo		Rango promedio
Flex-Ext -HpelI-UI10	22	2,19217	,68144	,85406	3,62790	Flex-Ext -HpelI-UI10	2,34
Flex-Ext -HpelI-UI25	22	2,15691	,85656	1,09342	4,87428	Flex-Ext -HpelI-UI25	2,25
Flex-Ext -HpelI-UI50	22	2,88051	1,48417	1,28027	8,20595	Flex-Ext -HpelI-UI50	3,77
Flex-Ext -HpelI-B25	22	2,45882	1,03358	1,00456	4,42178	Flex-Ext -HpelI-B25	2,86
Flex-Ext -HpelI-B50	22	3,23980	1,24958	1,79192	6,40983	Flex-Ext -HpelI-B50	3,77

Estadísticos de contraste

N	22
Chi-cuadrado	19,490
gl	4
Sig. asintót.	,001

Prueba de Friedman

Prueba de Rangos con Signos de Wilcoxon:

Rangos

		N	Rango promedio	Suma de rangos
Flex-Ext -HpeII-UI25 - Flex-Ext -HpeII-UI10	Rangos negativos	10	11,80	118,00
	Rangos positivos	11	10,27	113,00
	Empates	1		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-UI50 - Flex-Ext -HpeII-UI10	Rangos negativos	4	9,75	39,00
	Rangos positivos	18	11,89	214,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B25 - Flex-Ext -HpeII-UI10	Rangos negativos	9	9,89	89,00
	Rangos positivos	13	12,62	164,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B50 - Flex-Ext -HpeII-UI10	Rangos negativos	6	5,33	32,00
	Rangos positivos	16	13,81	221,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-UI50 - Flex-Ext -HpeII-UI25	Rangos negativos	3	7,33	22,00
	Rangos positivos	19	12,16	231,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B25 - Flex-Ext -HpeII-UI25	Rangos negativos	10	8,50	85,00
	Rangos positivos	12	14,00	168,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B50 - Flex-Ext -HpeII-UI25	Rangos negativos	3	8,33	25,00
	Rangos positivos	19	12,00	228,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B25 - Flex-Ext -HpeII-UI50	Rangos negativos	12	13,58	163,00
	Rangos positivos	10	9,00	90,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext -HpeII-B50 - Flex-Ext -HpeII-UI50	Rangos negativos	12	8,75	105,00
	Rangos positivos	10	14,80	148,00
	Empates	0		
	Total	22		
Flex-Ext-HpeII-B50 - Flex-Ext -HpeII-B25	Rangos negativos	6	5,17	31,00
	Rangos positivos	16	13,88	222,00
	Empates	0		
	Total	22		