

Trabajo Fin de Grado
Grado en Fisioterapia

COMPARACIÓN DE PARÁMETROS RECOGIDOS POR UNA CONTERA INTELIGENTE AL LLEVAR LA AYUDA TÉCNICA EN LA EXTREMIDAD SUPERIOR HOMOLATERAL O CONTRALATERAL

Autora:
Paula Ruiz Alcácer
Directora:
Ana Rodríguez-Larrad
Codirector:
Ander Espin Elorza

Abreviaturas: %Pdescargado, porcentaje de peso descargado en la muleta; %Tapoyo, porcentaje del tiempo de apoyo de la muleta; Amplitud APT, amplitud anteroposterior total; Amplitud LT, amplitud lateromedial total; Ángulo APM, ángulo anteroposterior en el punto de máximo apoyo; Ángulo LM, ángulo lateromedial en el punto de máximo apoyo; C, contralateral; DE, desviación estándar; EI, extremidades inferiores; ES, extremidades superiores; EVA, escala visual analógica; H, homolateral; Tciclo, tiempo de ciclo de marcha; TFG, Trabajo de Fin de Grado.

RESUMEN

Introducción: La marcha es una función humana que se puede ver alterada por una lesión en las EI. Existen diversos tipos de ayudas técnicas para proporcionar soporte e independencia en estos casos, cuya prescripción dependerá de las necesidades de cada paciente. Para aquellos que solo deben portar la ayuda técnica en una ES, la indicación más habitual es llevarla en el lado C; sin embargo, hoy en día no existe literatura publicada que justifique esta recomendación.

Objetivo: Comparar el uso de la ayuda técnica portado en el lado homolateral o contralateral durante una marcha que pueda simular una lesión traumatólogica en la extremidad inferior predominante.

Métodos: Se reclutaron 14 participantes a los que se les indicó recorrer un circuito portando una muleta primero en una ES y luego en la otra, simulando una lesión de EI. Para recoger los datos se utilizó una contera situada en la punta de la muleta, y para simular la lesión se colocaron unos impedimentos en la plantilla de la zapatilla de la EI dominante. Posteriormente, se realizaron los análisis estadísticos de las variables recogidas.

Resultados: El 64,3% de la muestra fueron mujeres y el 35,7% hombres. El dolor asociado a los impedimentos fue mayor en la ES C (6,79/10) que en la H (6,00/10) $p=0,015$. El 64,29% de la muestra refirió mayor comodidad portando la muleta en la ES H. Hubo diferencias estadísticamente significativas en el Tciclo (1,77s ES C; 1,67s ES H; $p=0,016$) y Amplitud LT (6,90° ES H; 5,35° ES C; $p<0,001$). Se quedaron próximos a una significación estadística el Ángulo APM (-1,09° ES H; 1,04° ES C; $p=0,055$) y el Ángulo LM (2,45° ES H; -0,79° ES C; $p=0,078$). No hubo diferencias significativas en el resto de los parámetros analizados.

Discusión: No hay estudios previos que analicen las diferencias en cuanto a llevar una ayuda técnica en la ES H o C a la EI lesionada; por lo tanto, no podemos comparar nuestros resultados con los de ningún otro estudio. Los resultados obtenidos parecen indicar que portar la ayuda técnica en la ES C podría ser más estable. Sin embargo, en cuanto al %Pdescargado sobre la muleta los resultados son similares; por lo que teniendo en cuenta este parámetro, no habría diferencias entre llevar la muleta en el lado H o C a la lesión.

Conclusiones: Llevar la muleta en la ES C tiene un Tciclo significativamente mayor que en el lado H. La amplitud LT es significativamente mayor cuando se porta la muleta en la ES H. Por el contrario, la mayoría de la muestra prefiere llevar la muleta en la ES H. No hay diferencias de %Pdescargado entre llevar la ayuda técnica en la ES H con la C.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. OBJETIVO.....	3
3. MÉTODOS.....	3
3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.....	3
3.2 CONTEXTO.....	3
3.3 PARTICIPANTES.....	4
3.4 MATERIAL.....	4
3.5 PROCEDIMIENTO.....	7
4. RESULTADOS.....	14
5. DISCUSIÓN.....	15
6. CONCLUSIONES.....	17
7. BIBLIOGRAFÍA.....	18

1. INTRODUCCIÓN

Según la Real Academia de Medicina de España, la marcha es la función resultante de una activación neuromuscular secuencial y rítmica que se origina en la médula, se controla desde diferentes centros cerebrales superiores y permite al individuo desplazarse (1). La misma institución describe que la marcha fisiológica en los humanos es bípeda, pero es capaz de otros tipos de marcha como, por ejemplo, sobre una sola pierna, con un pie delante de otro (en tándem) o sobre las cuatro extremidades (1).

Las lesiones de las extremidades inferiores (EI) son muy comunes a lo largo de la vida, ya estén producidas por una caída o por un accidente (2). Dichas lesiones modifican completamente la biomecánica de la marcha, haciendo que quienes las sufren tengan que compensar el patrón de la misma, lo que puede conllevar a más alteraciones musculoesqueléticas (3,4). Es por ello que muchas lesiones de EI requieren una descarga parcial del peso durante su recuperación (4,5).

Las ayudas técnicas para la marcha están diseñadas para ofrecer a los pacientes la posibilidad de deambular evitando el apoyo sobre la pierna lesionada o disminuyéndolo, ya sea por dolor o parálisis del miembro inferior; así como para asistir en aquellas personas con afectación del equilibrio y/o ausencia de la extremidad (6). La Asociación Americana de Fisioterapia (APTA) establece como ayudas fijas aquellas que se encuentran adheridas a una superficie, como las barras paralelas y pasamanos; en ayudas estables, aquellas que por sus puntos de apoyo pueden mantener la vertical por ellas mismas, como los caminadores, bastones modificados o multipodales y sillas de ruedas; y como inestables, aquellas cuyo único contacto con el suelo es una base puntiforme y no mantienen la vertical por ellas mismas si se sueltan, como las muletas, bastones simples y modificados. Dentro de las muletas, encontramos las axilares y las de antebrazo, también conocidas como bastón canadiense o bastón inglés (6).

Las ayudas técnicas permiten a los pacientes obtener un aumento de la independencia y autonomía en sus desplazamientos (7); por ello, es imprescindible una correcta prescripción de las mismas, adecuando el tipo de ayuda técnica a las necesidades de cada paciente.

La cantidad de peso corporal que deben descargar los pacientes sobre las muletas, depende del tipo de patología o lesión y de la fase de recuperación en la que se encuentren (4,8). Algunos autores recomiendan el paso de dos muletas a una cuando el paciente es capaz de soportar sobre la EI afecta alrededor de un 50% de su peso corporal (4,9). Un excesivo apoyo antes de tiempo, podría derivar en modificaciones biomecánicas que producen alteraciones musculares y sobrecargas articulares (4,10). Esta transición prematura también podría ser origen de sobrecarga de las ES, provocando dolor y hematomas en la zona cubital de las manos (11).

Otros autores han encontrado que una carga sobre la ayuda técnica por encima del 25% produce un aumento de la longitud del paso, así como una reducción del periodo del mismo y de la velocidad de la marcha (4). Por lo que recomiendan no pasar a una muleta si el peso descargado sobre la misma va a ser mayor del 10% (4).

Hoy en día, sin embargo, no existe una guía consensuada para poder individualizar el porcentaje de peso que se debe descargar en las ayudas técnicas. Por ello, diversos autores llaman al establecimiento de protocolos clínicos para reeducar la marcha, evitando los cambios en la biomecánica de la misma y favoreciendo la pronta recuperación de las lesiones (4).

En un movimiento de marcha normal la cintura escapular realiza una rotación en el plano transversal en sentido contrario a la cintura pélvica, de forma que las extremidades superiores hacen un movimiento de oscilación en el plano sagital (12). Esto permite que cuando se realiza el apoyo con la pierna derecha, se adelante el brazo izquierdo y viceversa. Para favorecer este patrón biomecánico de la marcha, cuando solo se precisa la asistencia de una muleta, habitualmente se recomienda utilizar una marcha cruzada (4), la cual consiste en adelantar la muleta con la ES C a la vez que se da el paso con EI lesionada.

No hay un consenso claro de dónde se debe llevar la muleta ante una lesión de EI, si en el lado H o C. Durante las prácticas clínicas realizadas este año en diferentes centros de fisioterapia, me he encontrado que los profesionales de la salud indican el uso de la ayuda técnica en la ES C. No obstante, un paciente me comunicó que su indicación fue llevarla en el lado H. A pesar de ser más habitual la recomendación de llevar la

ayuda técnica en el lado C, no hay bibliografía que se fundamente en un estudio cuantitativo para saber qué es lo que lleva a la misma.

Hoy en día existe una contera, que será descrita en el apartado de métodos, que nos permite hacer una cuantificación del peso descargado en la muleta y de su movimiento durante la marcha, lo cual nos posibilita estudiar las diferencias llevando la ayuda técnica en el lado H y C.

Por ello, como profesionales capacitados para dar esta recomendación, nos interesa conocer de manera cuantitativa cuáles son las diferencias en parámetros recogidos con la contera al llevar la muleta en un lado y el otro.

2. OBJETIVO

Teniendo en cuenta los antecedentes descritos anteriormente, este estudio tiene por objeto comparar el uso de la ayuda técnica portado en el lado homolateral o contralateral durante una marcha que pueda simular una lesión traumatológica en la extremidad inferior predominante.

3. MÉTODOS

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Para contestar al objetivo de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) se diseñó un estudio aleatorizado controlado, realizado durante el mes de junio del 2022. Este estudio cuenta con la aprobación del Comité de Ética de investigación en Seres Humanos de la Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea (M10_2021_325). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado para participar en el mismo.

3.2 CONTEXTO

El estudio proviene de un proyecto de desarrollo de la contera financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación dentro de la convocatoria Proyectos de I+D+I – RTI (PID2020-112667RB-I00). Pude formar parte de este proyecto a través de la beca Ikasiker concedida por el Gobierno Vasco, durante los meses comprendidos entre

enero y junio de 2022, trabajando en este y otro proyecto relacionado con el uso de exoesqueletos en auxiliares de geriatría.

3.3 PARTICIPANTES

Se reclutaron 14 participantes de edades comprendidas entre los 21 y los 59 años, entre los que se encontraban compañeros y compañeras de la universidad, amigas y familiares, a los que se propuso la participación en el estudio para el desarrollo del presente TFG. Todas las personas cumplían los siguientes criterios de inclusión: tener más de 18 años, no referir dolor musculoesquelético ni lesiones recientes, ser capaces de caminar de forma estable sin riesgo de sufrir una caída, y de seguir las instrucciones del estudio.

3.4 MATERIAL

Para el desarrollo de este estudio, se utilizó una muleta de antebrazo a la que se le incorporó una contera de aluminio, la cual iba colocada en la punta de la misma (13) (**Figura 1**).



Figura 1. (a) Despiece de las partes mecanizadas. (b) Ensamblaje montado en la muleta. (13)

Este dispositivo lleva integrados tres sensores: acelerómetro, inclinómetro y giroscopio, así como una conexión a una batería externa. El sistema de recogida de datos está diseñado para que el eje X corresponda a la trayectoria de marcha realizada, el eje Y a la línea transversal perpendicular a dicha trayectoria y el eje Z corresponda con el eje longitudinal vertical de la muleta (13) (**Figura 2**).



Figura 2. Participante portando la muleta y los ejes correspondientes al movimiento de la misma.

Las valoraciones se realizaron en un circuito rectangular de aproximadamente 70 metros con dos pasillos que permitían el paso de las personas participantes (las participantes, de ahora en adelante) (**Figura 3**). La evaluadora realizó todo el circuito junto a cada participante para llevar el ordenador en el que se iban recogiendo los datos obtenidos por la contera.



Figura 3. Pasillo de la zona de recreo de la facultad de medicina y enfermería de Leioa.

Debido a que las participantes no tenían lesión, y por tanto ninguna necesidad de apoyo en la muleta para la marcha, se utilizaron unos impedimentos. Estos fueron colocados en la plantilla de la zapatilla de la EI dominante, para simular dicha lesión y provocar una necesidad de apoyo sobre la ayuda técnica. Los impedimentos consistieron en unos dispositivos de plástico duro con una base plana y una superficie con forma de punta que se diseñaron específicamente para este estudio y se imprimieron en 3D (**Figura 4**). Se colocaron 5 impedimentos en la plantilla de la zapatilla de la EI dominante: 3 a la altura de la cabeza del primer, tercer y quinto metatarsiano, otro en la mitad del arco plantar, y un último en el centro del talón (**Figura 5**).

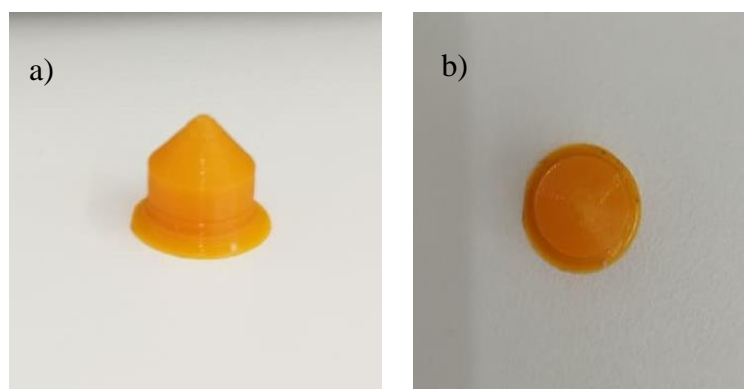


Figura 4. (a) Vista lateral de un impedimento. (b) Vista superior de un impedimento.



Figura 5. Impedimentos colocados en la plantilla de una zapatilla

3.5 PROCEDIMIENTO

Primeramente se recogió el peso, la altura, la edad y el sexo de cada participante. Seguidamente se explicó en qué consistía la sesión y se aclararon las dudas referidas.

Para determinar la EI dominante de cada participante, se le preguntó con cuál daría una patada a un balón.

A continuación, mediante una moneda se aleatorizó la ES con la que comenzaría la prueba, siendo la cara de la moneda para H y la cruz para C. Es decir, si la EI dominante de la participante fuera la derecha (donde se colocarían los impedimentos) y en la moneda salía cara, empezaría la prueba llevando la muleta en la ES derecha. Si por el contrario, salía cruz, comenzaría con la ES izquierda.

Para asegurar una adecuada marcha con el uso de la ayuda técnica, se explicó a cada participante el uso correcto de la misma tanto en el lado H como C a la EI que simulaba la lesión; esto es, la muleta debía avanzar junto con la EI que llevaba los impedimentos, apoyándola al mismo tiempo que se apoyaba el talón, para permitir descargar su peso en ella. A continuación, se adelantaría la EI contraria.

Seguidamente se les pidió que practicasen la marcha con la ayuda técnica dando dos vueltas al circuito. La primera vuelta la realizaron portando la muleta en la primera ES que se determinó con la moneda y la segunda vuelta, con la otra ES.

Posteriormente se comenzó con la recogida de datos. La participante inició el recorrido establecido, el cuál duró 2 minutos y 20 segundos. Se descartaron los 20 primeros segundos de la experimentación, ya que fueron utilizados para que la participante se familiarizara con la presión que los impedimentos ejercían sobre la planta del pie. Una vez transcurrido este tiempo, se dieron 5 minutos de descanso hasta repetir la prueba con la ES contraria, ofreciéndole la posibilidad de sentarse si lo sentía necesario. Durante este tiempo se le preguntó sobre la sensación de dolor en la planta del pie asociado a los impedimentos mediante la escala visual analógica (EVA).

Tras el descanso, se realizó el mismo procedimiento llevando la muleta en la otra ES. Al terminar además se le preguntó sobre la preferencia de llevar la ayuda técnica durante la prueba en la ES H o C a la pierna que simulaba estar lesionada.

3.5.1 Variables analizadas

Para este estudio se consideraron las siguientes variables de interés:

3.5.1.1 Variables subjetivas:

- Escala visual analógica (EVA): percepción subjetiva de dolor asociado a los impedimentos, en una escala del 0 al 10.
- Comodidad: preferencia a la hora de llevar la ayuda técnica en la ES H o C a la EI que simula estar lesionada.

3.5.1.2 Variables espaciotemporales captadas por la contera (14):

- Tiempo de ciclo de marcha (Tciclo): tiempo transcurrido entre los inicios de dos fases de apoyo consecutivas de la ayuda técnica, incluyendo los periodos de fase de apoyo y de fase de oscilación de la misma. Se mide en segundos.
- Porcentaje del tiempo de apoyo de la muleta (%Tapoyo): Porcentaje del tiempo de apoyo de la ayuda técnica en un ciclo de marcha. Se mide en porcentaje. La contera recogió el tiempo de apoyo (en segundos) que realizaba cada participante, lo cual se tuvo en cuenta junto con el tiempo de ciclo. Se calculó mediante la siguiente fórmula: $\%Tapoyo = Tapoyo * 100 / Tciclo$.
- Porcentaje de peso descargado en la muleta (%Pdescargado): Cantidad de kilogramos apoyados sobre la muleta con respecto al peso corporal total de la participante. Se mide en porcentaje. La contera recogió la presión (en Newtons) que se ejercía sobre la muleta en cada apoyo, por lo que para conocer el porcentaje (%) de apoyo que realizó cada participante, se tuvo en cuenta su peso (en kg). Se calculó mediante los siguientes pasos (15):
 - Cambio de newtons a kg: $kg = newton * 0,1019$
 - Cambio de kg a %: $\% = kg * 100 / peso$
- Amplitud anteroposterior total (Amplitud APT): Ángulo formado por la ayuda técnica en el plano sagital o anteroposterior, desde el primer punto de apoyo hasta el último punto de contacto con el suelo. Se mide en grados.

- Ángulo anteroposterior en el punto de máximo apoyo (Ángulo APM): Ángulo con respecto a la vertical, en el punto en el que cada sujeto realiza la máxima fuerza de apoyo sobre la ayuda técnica, en el plano anteroposterior o sagital. Se mide en grados.
- Amplitud lateral total (Amplitud LT): Amplitud máxima expresada en ángulos, registrada en cada ciclo de marcha en el plano frontal, durante la fase de apoyo de la ayuda técnica. Se mide en grados.
- Ángulo lateromedial en el punto de máximo apoyo (Ángulo LM): Ángulo con respecto a la vertical en el plano frontal, en el punto en el que cada sujeto realiza la máxima fuerza de apoyo sobre la ayuda técnica. Se mide en grados.

Para diferenciar la angulación de la muleta con respecto a la vertical dentro de un mismo plano, se establecieron los siguientes criterios a la hora de recoger los datos:

- Plano anteroposterior: si la punta de la muleta está más adelantada que el agarre, el valor se expresa en positivo; en cambio, si la punta se encuentra posterior al agarre de la muleta, el valor se expresa en negativo (**Figura 6**).

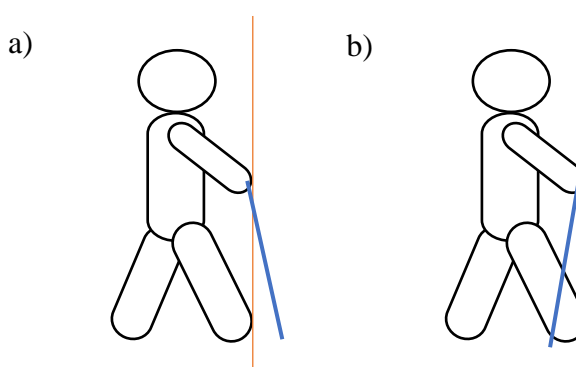


Figura 6. (a) Punta de la muleta anterior al agarre. (b) Punta de la muleta posterior al agarre.

- Plano frontal: si la punta de la muleta se encuentra lateral al agarre, es decir, alejada de la participante, el valor se expresa en positivo. Por otro lado, si la punta se encuentra medial al agarre, es decir, cerca de la participante, el valor se expresa en negativo (**Figura 7**).

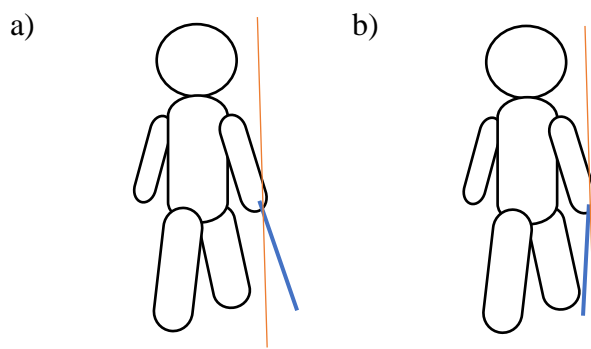


Figura 7. (a) Punta lateral al agarre. (b) Punta medial al agarre.

3.5.2 Análisis de datos

Se introdujeron los datos recogidos por la contera en el programa Matlab, mediante el cual estos se transformaron en valores numéricos para poder realizar los análisis estadísticos.

En la **figura 8** se observa de izquierda a derecha: en verde, los datos recogidos de cada participante con la ES H y C, siendo el primer número el de la participante (1-12), el segundo el que indica la prueba para cada participante (1-2), la primera letra si la prueba es realizada con la ES derecha o izquierda (D-I), y la segunda letra indica si la ES es la H o C. En morado, las columnas indican los valores de las 12 primeras variables recogidas por la contera y las filas los datos recogidos cada 2 segundos, para la primera prueba del primer participante.

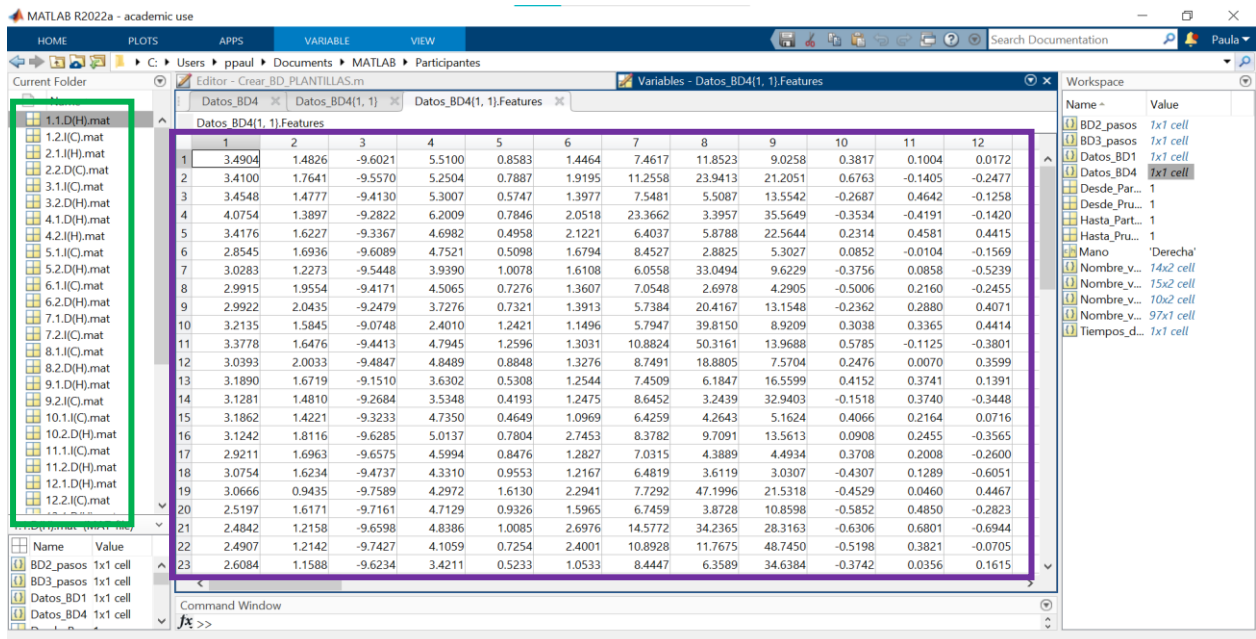


Figura 8. Archivos de participantes y valores recogidos en el programa Matlab.

En la **figura 9** se observa el nombre de las variables en la primera columna (en rojo). Cada fila pasa a ser una columna de la **figura 8**.

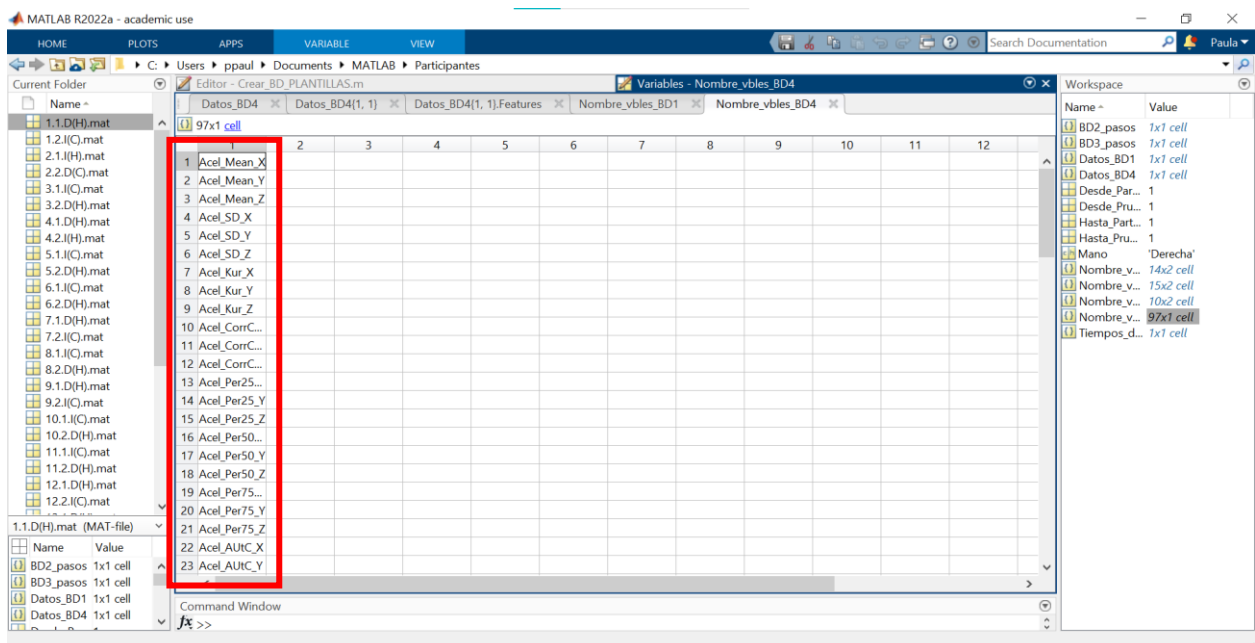


Figura 9. Variables recogidas con la contera.

Los valores se exportaron al programa Excel para calcular la media de cada variable. Tras la exportación se elaboró la base de datos para poder aplicar los cálculos estadísticos. Dentro del programa se creó una hoja para cada participante, en la que se añadieron los valores de cada una recogidos por la contera. De esta forma se pudieron calcular las medias de cada participante por separado (**figura 10**).

En la **figura 10** se observa rodeado de verde, el nombre de cada variable, la media de los datos recogidos con la ES H y la media de los de la ES C. Los datos de cada participante aparecen en hojas independientes.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	23	24	
Homolateral	0,70	-0,65	-10,46	4,99	2,18	2,17	6,94	28,39	20,52	-0,12	-0,20	0,15	57,84	-49,04	-79
Contralateral	0,54	1,20	-10,71	6,34	2,19	2,61	5,85	23,27	15,99	0,09	-0,06	-0,19	38,21	81,23	-72

Figura 10. Media de las variables analizadas en este trabajo para cada participante.

A continuación, se completó la base de datos integrando los resultados de todas las participantes en la misma hoja para poder realizar el análisis estadístico. Como puede verse en la **figura 11**, la primera columna contiene el número de identificación de cada participante, y el resto de columnas recoge los datos de cada variable obtenidos al llevar la muleta en el lado H o C.

Participantes	H_Acel_Mean_X	C_Acel_Mean_X	H_Acel_Mean_Y	C_Acel_Mean_Y	H_Acel_Mean_Z	C_Acel_Mean_Z	peso pa	H_Pres_Mean	Homolat	% peso en kg	C_Pres
1	2,77	2,89	1,30	-0,79	-9,12	-9,87	59,00	25,97	2,65	4,49	
2	0,70	0,54	-0,65	1,20	-10,46	-10,71	72,00	94,55	9,63	13,38	
3	0,60	1,23	0,76	0,41	-10,08	-10,27	68,00	110,18	11,23	16,51	
4	1,20	0,34	-0,05	-0,32	-10,12	-10,08	80,00	108,07	11,01	13,77	
5	0,77	0,86	0,64	0,33	-9,92	-9,90	68,00	130,17	13,26	19,51	
6	0,75	0,84	0,71	-0,25	-9,73	-10,07	61,00	76,53	7,80	12,78	
7	1,31	2,15	0,51	0,15	-10,02	-9,74	62,00	87,50	8,92	14,38	
8	0,90	2,26	0,57	-0,73	-10,09	-9,94	54,00	37,76	3,85	7,12	
9	0,47	0,21	0,91	0,37	-10,05	-9,99	76,00	124,90	12,73	16,75	
10	0,39	1,27	0,86	0,52	-9,82	-9,76	76,00	117,59	11,98	15,77	
11	0,78	0,45	1,09	-0,28	-10,05	-10,02	58,00	44,05	4,49	7,74	
12	0,40	0,80	1,18	-0,46	-10,08	-10,14	60,00	61,82	6,30	10,50	
13	1,11	3,12	1,22	-0,06	-9,81	-9,54	58,00	16,52	1,68	2,90	
14	1,05	1,60	1,10	-0,09	-9,87	-9,90	46,00	39,07	3,98	8,65	

Figura 11. Captura de la base de datos con todas las variables a analizar en este trabajo.

Se exportó y codificó la base de datos en el programa de análisis estadístico SPSS. Se analizó la distribución de los datos mediante el test de Shapiro-Wilk. Las variables cuantitativas se describieron mediante la media y desviación estándar (DE) estadística descriptiva. Las variables cualitativas, en cambio, mediante el número y su frecuencia en porcentaje.

La comparación de los datos entre las condiciones (H frente a C) se realizó mediante la t de Student de muestras emparejadas cuando los datos seguían una distribución normal, y mediante la prueba de rangos de Wilcoxon cuando no.

A continuación, en las variables paramétricas (distribución normal), se calculó el tamaño del efecto de cada comparación mediante la d-Cohen. La magnitud del efecto se consideró pequeño para valores $\leq 0,3$, medio para aquellos $< 0,5$, o grande para los $\geq 0,5$ (16). La estimación del tamaño del efecto en las variables no paramétricas se realizó mediante la fórmula:

$$\frac{Z}{\sqrt{N}}, \text{ siendo } N \text{ el tamaño de la muestra; por lo tanto: } \frac{Z}{\sqrt{14}} \rightarrow \frac{Z}{3,74}$$

La significación estadística se estableció en $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Se reclutaron 16 participantes. Dos no pudieron hacer las pruebas por error del programa de recogida de datos en el momento de la experimentación. La recogida de datos en los otros 14 sujetos fue correcta.

Participaron 9 mujeres (64,3% de la muestra) y 5 hombres (35,7%). La media y desviación estándar (DE) de edad fue de 33,07 (14,25) años.

El dolor en la planta del pie asociado a los impedimentos (según la EVA) fue significativamente mayor al llevar la ayuda técnica en la ES C (media (DE) 6,79 (1,85)) en comparación al lado H (media (DE) 6,00 (2,35)), con una significación estadística de $p = 0,015$.

9 de las participantes (64,29% de la muestra) refirieron una mayor comodidad llevando la muleta en el lado H de la pierna que simulaba estar lesionada. Por el contrario, 4 participantes (28,57%) refirieron mayor comodidad al llevar la ayuda técnica en el lado C. 1 participante (7,14%) consideró por igual la comodidad de ambas opciones.

El tiempo de ciclo de la muleta fue significativamente mayor cuando la muleta se llevaba en el lado C (media (DE) 1,77 (0,26) segundos) en comparación al H (media (DE) 1,67 (0,17) segundos), con una significación estadística de $p = 0,016$. El tamaño del efecto fue 0,742. (Tabla 1)

Por otro lado, la amplitud lateral total fue significativamente mayor cuando la muleta se llevaba en el lado H (media (DE) 6,90 (0,94) grados) en comparación al C (media (DE) 5,35 (1,31) grados), con una significación estadística de $p < 0,001$. El tamaño del efecto fue 1,216. (Tabla 1)

El ángulo de la muleta en el plano anteroposterior durante el punto de máximo apoyo fue mayor cuando la muleta se llevaba en el lado H (media (DE) -1,09 (4,2) grados) en comparación al C (media (DE) 1,04 (5,67) grados), aunque no llegó a alcanzar significación estadística ($p = 0,055$). El tamaño del efecto fue 0,564. (Tabla 1)

Igualmente, el ángulo de la muleta en el plano lateral durante el punto de máximo apoyo fue mayor cuando la muleta se llevaba en el lado H (media (DE) 2,45 (2,90) grados) en comparación al C (media (DE) -0,79 (3,94) grados), aunque no llegó a

alcanzar la significación estadística ($p = 0,078$). El tamaño del efecto fue 0,512. (Tabla 1)

No se observaron diferencias estadísticamente significativas en el resto de los parámetros analizados.

Tabla 1. Media homolateral y contralateral de variables. Se puede observar de izquierda a derecha la columna de variables analizadas, la media y desviación estándar de la prueba realizada con la ES H y con la ES C, la significación estadística y el tamaño del efecto.

VARIABLES (Ud.)	HOMOLATERAL media (DE)	CONTRALATERAL media (DE)	p	Tamaño del efecto
Tciclo (s)	1,67 (0,17)	1,77 (0,26)	0,016*	0,742
%Tapoyo (%)	58 (6)	59 (4)	0,363	0,243
%Pdescargado (%)	11,73 (4,95)	11,16 (4,29)	0,226	0,339
Amplitud APT (grados)	33,68 (4,38)	34,63 (4,46)	0,175	0,344
Ángulo APM (grados)	-1,09 (4,20)	1,04 (5,67)	0,055	0,564
Amplitud LT (grados)	6,90 (0,94)	5,35 (1,31)	<0,001*	1,216
Ángulo LM (grados)	2,45 (2,90)	-0,79 (3,94)	0,078	0,512

Abreviaturas: Ud, unidad; DE, desviación estándar; p, significación estadística; Tciclo, tiempo de ciclo de marcha; %Tapoyo, porcentaje del tiempo de apoyo de la muleta; %Pdescargado, porcentaje de peso descargado en la muleta; APT, anteroposterior total; APM, anteroposterior máximo; LT, lateral total; lateral máximo.

5. DISCUSIÓN

En este TFG se ha realizado una comparación de diferentes parámetros de la marcha con el uso de una ayuda técnica portada en la ES H con la ES C.

Los resultados más relevantes son que llevar la muleta en la ES H tiene un tiempo de ciclo más reducido, pero tiene una mayor amplitud LT que llevarlo en la C. Por ello, parece que llevar la muleta en la H apunta a que puede ser más inestable que portarla en la C. Con respecto al peso descargado, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre llevarlo en la ES H o C. También es importante destacar que un 64,29% de la muestra prefirió llevar la muleta en el lado H, esto podría deberse al menor dolor percibido en la planta del pie.

Algunos autores han analizado variables de la marcha con una muleta, entre las que se encuentran longitud y anchura de paso, velocidad, ángulo de paso y periodo de paso (4). Sin embargo, la muleta era portada en un lado y no han hecho comparación con el contrario.

Asimismo, a pesar de la recomendación habitual de llevar la ayuda técnica en el lado contralateral de la lesión, no hay estudios previos que hayan analizado las diferencias entre el lado homolateral y contralateral. Por lo tanto, no podemos comparar los resultados de este estudio con los de ningún otro.

La diferencia de Tciclo fue estadísticamente significativa, siendo mayor en C, lo cual pensamos que puede deberse a dos motivos. El primero es que la amplitud abarcada fue mayor; si se observa esta variable (amplitud APT), se puede apreciar que efectivamente, la amplitud llevando la muleta en el lado C es mayor que en el H. El segundo motivo es que la velocidad de marcha fuera menor; aunque esta variable no haya sido recogida por la contera, observando los resultados de Amplitud APT y teniendo en cuenta el Tciclo, sabemos que la velocidad de marcha cuando la ayuda técnica se portaba en el lado C fue menor.

La Amplitud LT llevando la muleta en la ES C fue significativamente menor que en el lado H. Este resultado indica que la ayuda técnica se mantuvo más vertical durante la marcha, siendo la oscilación lateral menor. Pensamos que esto puede deberse a una necesidad de aumento de la base de sustentación cuando la muleta se porta en el lado H, ya que la ayuda técnica se encuentra muy próxima a la pierna que avanza. Al contrario que cuando se lleva en la ES C, donde la base de sustentación es más amplia ya que entre la pierna que avanza y la muleta se encuentra la otra extremidad inferior. Por lo tanto, para aumentar la base de sustentación en el primer caso, existe una

necesidad de lateralizar la punta de la muleta con respecto al agarre, haciendo que la angulación con respecto a la vertical sea mayor.

Otro resultado a tener en cuenta es el obtenido en el Ángulo APM. En el lado H está en negativo, y en el lado C en positivo. Esto parece indicar que cuando la muleta se lleva en la ES H, el máximo apoyo ejercido por la participante tiene lugar estando la muleta posterior a la vertical. Esto se relaciona con la fase de despegue. En cambio, cuando la ayuda técnica se porta en el lado C, el máximo apoyo ocurre cuando esta está anterior a la vertical. Lo cual se relaciona con el comienzo de la fase de apoyo.

Con respecto al %Pdescargado, en caso de que alguna persona tuviera preferencia por llevar la ayuda técnica en la ES H o C, parece que no tendría ninguna relevancia portarla en un lado u otro. Estos resultados han sido obtenidos a partir de una simulación de lesión en pacientes, por ello sería interesante analizar estas variables en un entorno clínico real para conocer las diferencias.

Fortalezas: es un estudio aleatorizado. Los resultados obtenidos en la EVA indican que era necesario el apoyo en la muleta, y por tanto que la simulación ha funcionado. La muestra del estudio es heterogénea.

Debilidades: no se ha tenido en cuenta la velocidad, sería interesante incluirlo en futuras investigaciones. La muestra ha sido pequeña.

6. CONCLUSIONES

Llevar la muleta en la ES C tiene un Tciclo significativamente mayor que en el lado H.

La amplitud LT es significativamente mayor cuando se porta la muleta en la ES H. Esto quiere decir que hay más desplazamiento, y por lo cual, podría significar que es más inestable llevarla en el lado H.

Por el contrario, la mayoría de la muestra prefiere llevar la muleta en la ES H, lo que podría estar relacionado con el menor dolor percibido en la planta del pie.

No hay diferencias de %Pdescargado entre llevar la ayuda técnica en la ES H con la C, por lo que no parece que tenga ningún efecto la elección de la ES para portar la

muleta teniendo en cuenta esta variable. Aunque habría que comprobar en una situación clínica si esto se confirma.

Por ello, hacen falta más estudios que sean capaces de objetivar los efectos de llevar las ayudas técnicas en cada una de las ES.

7. BIBLIOGRAFÍA

La bibliografía se ha referenciado conforme a los criterios publicados en la página web de la Facultad de Medicina y Enfermería de la Universidad del País Vasco (17).

- (1) Real Academia Nacional de Medicina de España. Diccionario de términos médicos. Madrid: Médica Panamericana; 2012.
- (2) Sherif S, Hasan S, Arnold G, Abboud R, Wang W. Analysis of hand pressure in different crutch lengths and upper-limb movements during crutched walking. *Int J Ind Ergon* [Internet]. 2016 [consulta, 15/02/2023];53: 59-66. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0169814115300470>
- (3) Bae J, Kong K, Byl N, Tomizuka M. A mobile gait monitoring system for abnormal gait diagnosis and rehabilitation: a pilot study for Parkinson disease patients. *J Biomech Eng* [Internet]. 2011 [consulta, 15/02/2023];133(4): 1-11. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21428679/>
- (4) Ridao-Fernández C, Chamorro-Moriana G, Ojeda J. Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study. *BioMed Eng OnLine* [Internet]. 2018 [consulta, 12/02/2023];17(1): 98. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30021612/>
- (5) Youdas JW, Kotajarvi BJ, Padgett DJ, Kaufman KR. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2005 [consulta, 20/02/2023];86(3): 394-98. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15759217/>
- (6) Calero-Saa PA. Ayudas técnicas para la marcha. Conceptos y prescripción. En: Perafán-González DY. *Perspectivas de la marcha humana*. Cali, Colombia: Universidad Santiago de Cali; 2020. p. 137-83.

- (7) Ramírez A, Sánchez C, González M, Pino P. Ayudas técnicas [Internet]. Sevilla, España: FEDEMA; 2013 [consulta, 16/03/2023]. Disponible en: <https://biblioteca.fundaciononce.es/publicaciones/otras-editoriales/cuadernos-de-salud-3-ayudas-tecnicas>
- (8) Li S, Armstrong CW, Cipriani D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. Arch Phys Med Rehabil [Internet]. 2001 [consulta, 05/03/2023];82(1): 86-92. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11239291/>
- (9) Ebert JR, Ackland TR, Lloyd DG, Wood DJ. Accuracy of partial weight bearing after autologous chondrocyte implantation. Arch Phys Med Rehabil [Internet]. 2008 [consulta, 29/03/2023];89(8): 1528-34. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003999308003493>
- (10) Creaby MW, Wang Y, Bennell KL, Hinman RS, Metcalf, BR, Bowles KA, et al. Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. Osteoarthr Cartil [Internet]. 2010 [consulta, 07/03/2023];18(11): 1380-85. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20816980/>
- (11) 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 [consulta, 07/03/2023];11: 61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24731773/>
- (12) Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física [Internet]. 2012 [consulta 21/01/2023];33(2): 1-29. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1293296512619446>
- (13) Sesar-Gil I, Mancisidor A, Brull A, Zubizarreta A, Cabanes I. Desarrollo de una muleta sensorizada para medir la inclinación y el peso descargado. En: XXXIX Jornadas de Automática; 5, 6, 7 septiembre 2018; Badajoz: Universidad de Extremadura; 2018. p. 80-7.
- (14) Santisteban Tobarra L. Estudio de las cualidades psicométricas de un nuevo dispositivo para la valoración de la marcha en Esclerosis Múltiple: Fiabilidad,

validez y sensibilidad del “Smart-tip” [tesis]. Leioa: Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea; 2022.

- (15) Centro Español de Metrología [Internet]. Madrid: CEM; 2022 [consulta, 29/01/2023]. Conversión de unidades. Disponible en: <https://www.cem.es/es/divulgacion/utilidades>
- (16) Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. Med Sci Sports Exerc [Internet]. 2009 [consulta, 25/04/2023];41(1): 3-13. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19092709/>
- (17) Universidad del País Vasco. Biblioteca. Cómo citar y elaborar referencias bibliográficas [Internet]. Leioa: Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea; 2020 [Consulta, 20/04/2023]. Disponible en: <https://www.ehu.eus/es/web/medikuntza-erizaintza-fakultatea/grado-fisioterapia-tfg/alumnado>