

Efecto del uso de órtesis plantares en la biomecánica de la marcha de jóvenes mexicanos clínicamente sanos

Veles Bustillos, Andrea

2022-12-02

<https://hdl.handle.net/20.500.11777/5591>

<http://repositorio.iberopuebla.mx/licencia.pdf>

Efecto del uso de órtesis plantares en la biomecánica de la marcha de jóvenes mexicanos clínicamente sanos

Veles Bustillos Andrea (noveno semestre en Ingeniería Biomédica)^{1*}, Rueda Alanis Francisco Emiliano (octavo semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Moreno Hernández Ana (profesor responsable)^{1*}, Suárez Toscano Rita (profesor asesor)¹.

¹Universidad Iberoamericana Puebla, San Andrés Cholula, Puebla, México

Resumen

El presente artículo reporta el efecto del uso de órtesis plantares en la biomecánica de la marcha en una población de veinte sujetos clínicamente sanos en un rango de edad de 18 a 25 años. Las órtesis plantares son dispositivos ortopédicos que permiten corregir los movimientos compensatorios anormales generados por el sistema músculo esquelético ante irregularidades en la marcha. El estudio consistió en tres sesiones: en la primera, un ortesista realizó una valoración visual donde detectó desviaciones y necesidades de cada sujeto, se colocaron 24 marcadores para posteriormente analizar el efecto de las sesiones en un software; después de la valoración, el ortesista realizó las órtesis plantares personalizadas para cada sujeto de prueba. La segunda sesión se llevó a cabo a la semana, al momento de la entrega de las órtesis plantares y la tercera, a las tres semanas de uso de éstas, en ambas sesiones se tomaron los mismos marcadores y videos en el planos frontal y sagital. Los datos se procesaron en el software Kinovea v.0.9.5, analizando los ángulos formados entre los marcadores y en el software SPSS los datos estadísticos. El análisis se dividió en estático, es decir, postural y en dinámico, estudiando la marcha. El análisis estadístico ANOVA arrojó que, de las 14 variables paramétricas analizadas, tres mostraron una diferencia estadísticamente significativa, sin embargo, sí existe una diferencia con tendencia a disminuir los ángulos generados entre los marcadores, especialmente en los ángulos del tendón calcáneo de ambos pies, indicando que las órtesis plantares sí tuvieron un efecto corrector sobre el sistema musculoesquelético.

Palabras clave: análisis, ángulos, biomecánica, marcha y órtesis plantares.

***Autor Corresponsal:** andrea.veles@iberopuebla.mx

Introducción

La marcha humana “se describe como un conjunto de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades inferiores y del tronco, que permite el desplazamiento del cuerpo a través de la acción coordinada de cada uno de los componentes que conforman el sistema locomotor humano” [1].

El ciclo de la marcha se conforma por una zancada, ésta comienza en el instante en el que un talón toca el suelo y concluye cuando el mismo talón vuelve a estar en contacto con el piso [1-3], es decir, dos pasos. La fase de apoyo o soporte conforma aproximadamente el 60% del ciclo y la fase de balanceo u oscilación el 40% restante.

El análisis de la marcha es una herramienta útil para el diagnóstico y elección de tratamiento en pacientes con enfermedades neuro-musculoesqueléticas [4]. En él se pueden detectar desalineaciones como genu valgo y varo de tobillo, así como la distribución de presiones sobre el pie [4]. Una forma sencilla y eficiente para la corrección de dichas desalineaciones en la marcha y en la postura es a través del uso de órtesis plantares, cuyo principal objetivo consiste en distribuir las sobrecargas y tensiones mecánicas, aliviar y mejorar la funcionalidad. Cada tratamiento de ortésis plantar propuesto debe ser observado y analizado cuidadosamente y debe evolucionar según el conjunto de los parámetros observados en la exploración física [5].

Se define como una órtesis plantar, o plantilla, al dispositivo ortopédico que promueve la integridad de las articulaciones del pie y del miembro inferior, resistiendo la fuerza de reacción del suelo que causa el movimiento anormal del esqueleto durante la fase de apoyo de la marcha [6]. El uso de órtesis funcionales, para rectificar la mala postura de los pies, ha demostrado una mejoría al corregir rotaciones

excesivas interoexternas y deformidades en valgo o varo. Se recurre a las órtesis plantares para tratar alguna patología o deformidad, dolor, o bien para estabilizar la propia forma de caminar [6].

Las plantillas se clasifican en plantillas de realineación o control de deformidades, plantillas de descarga o distribución de presiones y mixtas, que combinan ambas funciones. El objetivo del uso de las órtesis plantares se logra cuando ésta evita los movimientos compensadores anormales, controla la buena postura del antepié y mantiene el retropié en posición neutral [4].

La diferencia entre una plantilla comercial y una órtesis plantar radica en que éstas son a la medida y su función principal es corregir como se describió anteriormente, mientras que las comerciales están hechas de materiales como gel, plástico o espuma que sólo generan soporte, amortiguación o comodidad. Las órtesis plantares suelen componerse de distintos materiales que proveen forma, postura y rigidez al sistema musculoesquelético, se han desarrollado distintos tipos de materiales y procesos de manufactura que han hecho posible contar con mejores órtesis plantares y por ende una mejor corrección en el individuo, entre los materiales se encuentran polímeros naturales de origen vegetal y animal al igual que polímeros sintéticos como el caucho y corcho [7].

En un estudio realizado por Martin et al. [8], 330 pacientes hicieron uso de órtesis plantares con la finalidad de lograr una corrección postural. Se concluyó que el 85.7 % de los pacientes presentaron mejoría tras el uso del tratamiento corrector. De esta muestra seleccionada, el 53.3% fueron mujeres y el 46.7% fueron hombres. El tiempo medio para presentar la mejoría fue de 2 semanas y media aproximadamente; gracias a este estudio se pueden reconocer patologías y desviaciones como varo/valgo de

tobillos y rodillas al igual que escoliosis, y analizar cómo las órtesis plantares influyen de manera positiva en la mejora postural del sujeto [8].

En un ensayo clínico realizado por Reina-Bueno et al. [9], se analizó una muestra de 17 pacientes para medir el efecto de órtesis plantares en pacientes con artritis reumatoide, esta enfermedad causa dolor, hinchazón, rigidez e hipersensibilidad en las articulaciones del pie provocando dificultad y anormalidad en la marcha; en el estudio se hicieron dos grupos, un grupo experimental y otro control, la diferencia entre ambos fue las órtesis plantares administradas en las cuales en el grupo experimental fueron hechas a medida y en el grupo control fueron placebo (soporte plantar de material amortiguador sin adaptar); se concluyó que las órtesis plantares realizadas a medida en pacientes con artritis reumatoide mejoran el dolor y la función del pie impactando directamente en la marcha del individuo [9].

Estos estudios confirman que el uso de las órtesis plantares tienen un efecto positivo y correccional a corto y mediano plazo sin realizar mucho esfuerzo para mejorar la postura y marcha, esto significa que las órtesis plantares son en una buena herramienta para la corrección, prevención y tratamiento de problemas patológicos, posturales y de la marcha.

El objetivo de esta investigación es analizar el efecto del uso de órtesis plantares en la biomecánica de la marcha de un grupo muestra de jóvenes universitarios, donde ellos mismos fueron su grupo control, ya que se analizó este efecto previa prescripción de estas y tres semanas después de su uso; para esto se realizó un análisis estático o postural, así como un dinámico estudiando las dos fases de la marcha, es decir, durante la fase de apoyo y balanceo.

Metodología

Se obtuvo una muestra de 20 jóvenes hombres y mujeres universitarios clínicamente sanos, es decir, sin antecedentes de lesiones ni cirugías recientes, en un rango de edad de 18 a 25 años. Cada uno de los sujetos de la muestra firmaron una carta de consentimiento informado al personal del Departamento de Ciencias e Ingenierías de la Universidad Iberoamericana Puebla donde aceptaban de manera voluntaria participar en el estudio y se comprometían al uso de las órtesis plantares durante el tiempo de evaluación establecido. Se definió que se harían tres análisis, el primero en el diagnóstico, el segundo una semana después de la valoración, al momento de hacer entrega de las órtesis plantares; y finalmente una a las tres semanas de uso de éstas. El diagnóstico consistió en una valoración visual por parte de un ortesista, quien hacía caminar a cada sujeto con la finalidad de observar su marcha y detectar algún varo o valgo de rodilla o tobillo, posteriormente, se paraban en el plantoscopio para analizar la distribución de peso en ambos pies de manera estática como lo muestra la Fig. 1.



Fig. 1. Posición estática sobre el plantoscopio.

El ortesista midió la longitud de piernas desde el centro de gravedad de los sujetos de prueba hasta los maléolos mediales de cada extremidad para determinar si existía una disimetría en longitud. Posteriormente, se hizo un análisis palpar en la espalda para revisar las apófisis espinosas en caso de una separación o una posible escoliosis. Finalmente, se tomó la muestra de las huellas de ambos pies para tomarlos como referencia para las medidas de las plantillas. Una vez concluido el diagnóstico, se procedió a tomar los ángulos del tendón calcáneo de ambos pies con ayuda de un goniómetro como lo muestra la Fig. 2. Se tomaron algunas medidas antropométricas entre las que destacan el largo de ambas piernas desde el trocánter mayor hasta el suelo, la talla y el peso de cada sujeto de prueba para su registro.



Fig. 2. Toma de ángulos del tendón calcáneo.

Para el análisis biomecánico, se colocaron marcadores de manera bilateral en los acromiones, en la cresta iliaca superior anterior (ACIS) y posterior (PCIS), rótula, segundo metatarsiano, ángulo inferior de la escápula, en el hueco poplíteo, calcáneo, medio muslo, media pierna y maléolos laterales. Se tomaron fotografías en los planos frontal y sagital como se muestra en la Fig. 3. con los marcadores en una posición estática, así como un video de su marcha en el plano frontal.

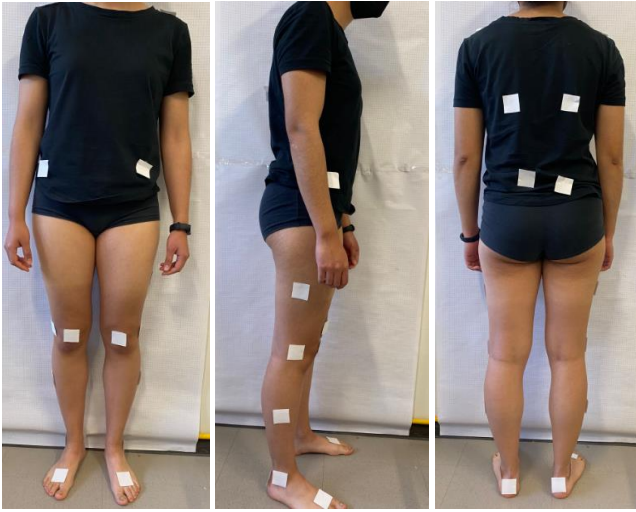


Fig. 3. Uso de marcadores en el plano frontal y sagital.

Una semana después de la valoración, se hizo entrega de las órtesis plantares y se repitió el mismo procedimiento, pero ahora con las plantillas con la finalidad de analizar las correcciones esqueleto musculares que éstas generaban como se observa en la Fig. 4. La única toma diferente fue en el video de la marcha ya que se tomó en el plano frontal y sagital. Se aplicó el mismo análisis con los marcadores y tomas videográficas tres semanas después del uso de las órtesis plantares.



Fig. 4. Corrección de los ángulos del tendón calcáneo con las órtesis plantares.

A partir de la metodología aplicada, se hizo uso del software Kinovea para el análisis biomecánico de cada uno de los sujetos de la muestra, en él se analizaron los ángulos formados entre los marcadores en la posición estática de postura. De igual manera, se analizaron los ángulos formados en la cadera, rodilla y tobillo tanto en la flexión durante el choque de talón, así como en la flexión durante la oscilación, ambos del lado dominante como se muestra en la Fig. 5 y en la Fig. 6 respectivamente.



Fig. 5. Análisis de ángulos formados entre marcadores en una posición estática de postura con el software Kinovea.

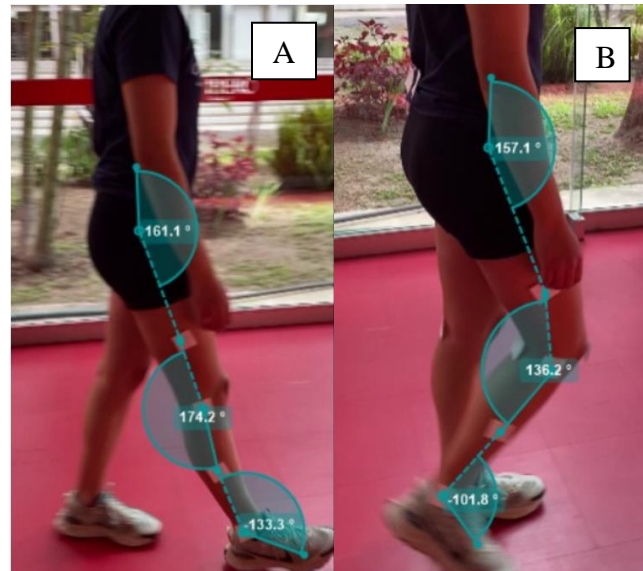


Fig. 6. Análisis de ángulos de las articulaciones del tren inferior formados entre marcadores en la flexión en el choque de talón (A) y oscilación (B) del lado dominante en el software Kinovea.

El análisis estadístico de los datos se ejecutó utilizando el software IBM SPSS Statistics 23 (Chicago, IL) en donde se estableció un diseño experimental estático (postural) y dinámico (marcha) dividido en flexión durante el choque de talón y durante la oscilación de 3 (sesiones) x 3 (estudios), con los datos obtenidos en Kinovea.

Los análisis estadísticos se realizaron para las siguientes variables: ángulo derecho e izquierdo del tendón calcáneo, acromión, cresta iliaca superior anterior y posterior, rótula, ángulo inferior de la escápula y hueso poplíteo para el análisis estático y cadera, rodilla y tobillo para el dinámico. Se utilizó estadística descriptiva para explorar dichas variables y se reportan como medias (DE). El Coeficiente de Variación (CV) se calculó según Winter [10] para analizar los efectos de sesión y variable del marcador de acuerdo con la ecuación 1:

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{X}} \quad \dots (1)$$

Donde:

$$CV = \text{Coeficiente de Variación}$$

$$\sigma = \text{Desviación Estándar}$$

$$\bar{X} = \text{Media}$$

Se realizó una prueba de normalidad a las variables analizadas por prueba y por sesión mediante la prueba de Shapiro-Wilk [11]. La concordancia entre las variables obtenidas por tipo de estudio (postura y marcha) y por sesión se analizó utilizando un análisis de efectos de dos vías de la varianza (ANOVA) [12]. Todas las inferencias estadísticas se realizaron sobre la base de $p \leq 0.05$.

Se calculó el promedio de cada variable por el número de sesión, esperando tener una mejora representada por una disminución del ángulo entre marcadores. El análisis se clasificó en estático, es decir, postural incluyendo los marcadores en acromiones, en la cresta iliaca superior anterior, rótula, ángulo inferior de la escápula, la cresta iliaca superior posterior y en el hueco poplíteo; y en dinámico, haciendo una subdivisión en la flexión al choque talón, es decir, al inicio de la fase de apoyo y de la flexión oscilatoria. Cabe mencionar que se estableció como sesión 0 al diagnóstico y valoración visual, a la sesión 1 al momento de entrega de las órtesis plantares acompañada de la toma de muestras y finalmente la sesión 2 marcada como el uso de las platillas a la tercera semana.

Resultados y Discusión

De la muestra con 20 sujetos, sólo 16 se analizaron ya que los demás no cumplieron con los requisitos de tiempo y forma del uso de las órtesis plantares. La muestra final de 16 jóvenes tiene una edad promedio de 21.05(1.91) años, talla promedio de 170.5(8.94) cm, un peso promedio de 74.13(15.72) kg y un IMC promedio de 25.41(4.51) $\frac{kg}{m^2}$.

De la muestra, dos pacientes presentan escoliosis, cuatro tiene un descenso en hombro derecho, mientras que uno en el izquierdo; uno tiene descenso de cadera del lado derecho, uno tiene descenso de cadera del lado izquierdo. Uno presenta varo en la rodilla derecha, uno en la izquierda, mientras que tres tienen valgo en la rodilla derecha y otros tres en la izquierda. A nivel de tobillo, tres sujetos tienen un varo en el derecho, uno en el izquierdo, cinco presentan un valgo en el derecho y siete en el izquierdo. Del total de la muestra, ocho personas muestran una disimetría en el largo de pierna que va desde los 3-8 mm con una predominancia de 5 mm. Seis personas presentan pie plano, la mayoría normal y no se detectó ningún pie cavo. Dentro del diagnóstico, se prescribió el uso de botones en las órtesis plantares para cuatro personas, taloneras para nueve, barra retro capital para tres personas y una SALI cuña interna para una persona.

La Tabla 1 muestra las pruebas de normalidad del Shapiro-Wilk reportando que, de las 14 variables analizadas, todas salieron con una normalidad menor a 0.05, a excepción al ángulo de flexión del tobillo en la fase de balanceo con un valor de 0.106 y de la rodilla y tobillo en la fase de oscilación

reportando 0.942 y 0.793 respectivamente, indicando que la muestra es paramétrica, motivo por el cual la estadística descriptiva presentada es a través de la media y desviación estándar de las variables analizadas.

Tabla 1. Pruebas de normalidad de las variables establecidas.

	Pruebas de normalidad		
	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Ángulo_der	.905	31	.009
Ángulo_izq	.913	31	.015
Ángulo entre marcadores de hombros	.859	31	.001
Ángulo entre marcadores de ACIS	.752	31	.000
Ángulo entre marcadores de rótula	.895	31	.005
Ángulo entre marcadores de escápula	.888	31	.004
Ángulo entre marcadores de PCIS	.909	31	.012
Ángulo entre marcadores de pliegue	.907	31	.011
Ángulo flexión choque talón de cadera	.907	31	.011
Ángulo flexión choque talón de rodilla	.884	31	.003
Ángulo flexión choque talón de tobillo	.944	31	.106
Ángulo flexión oscilación de cadera	.489	31	.000
Ángulo flexión oscilación de rodilla	.986	31	.942
Ángulo flexión oscilación de tobillo	.979	31	.793

La Fig. 7 muestra la evolución de los ángulos entre los marcadores descritos previamente en el software Kinovea de acuerdo con el número de sesión en el análisis estático o postural. Se observa que la gráfica de la Fig. 7 está agrupada según la variable de los marcadores. Todas las variables muestran un descenso en el ángulo formado, a excepción del “pliegue” o hueco poplíteo aumentando su ángulo por 0.4°, el cual no representa una diferencia estadísticamente significativa. Los marcadores que mostraron un mejor resultado es el de la cresta iliaca superior posterior (PCIS) con una disminución de 2.1°, seguido de la escápula con 1.6°, la rótula con 0.5°, cresta iliaca superior anterior (ACIS) con 0.3° y el menor grado de diferencia, el acromion con 0.2°.

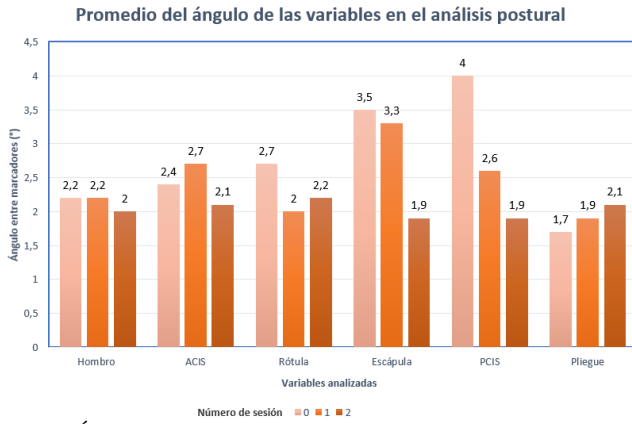


Fig. 7. Ángulo entre marcadores por sesión en el análisis postural.

Posteriormente, se hizo el análisis dinámico, es decir, durante la marcha. La Fig. 8 muestra de igual manera, los ángulos entre los marcadores de la cadera, rodilla y tobillo durante la flexión de choque talón del lado dominante en el plano sagital de acuerdo con los datos arrojados por Kinovea como lo muestra la Fig. 6 (A). Se tomaron en cuenta la sesión 1 y 2, es decir, desde que se hizo entrega de las órtesis plantares, ya que la sesión 0 no contó con los datos necesarios para su inclusión en el análisis. Se observa que los marcadores de la cadera y tobillo tuvieron una disminución en la formación del ángulo de 6.2° y 4.5° respectivamente, sin embargo, la rodilla mostró un ascenso de 0.4°, lo cual no genera una diferencia estadísticamente significativa.

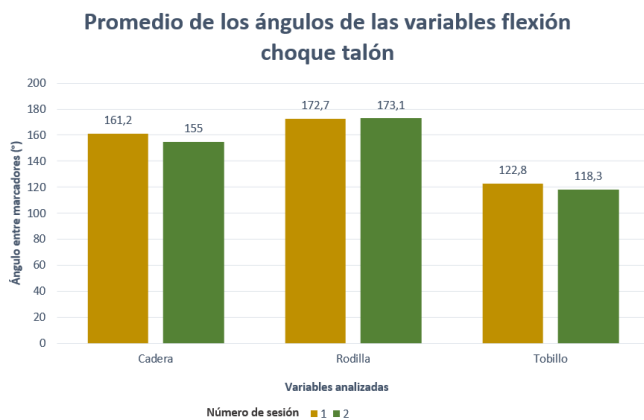


Fig. 8. Ángulo entre marcadores por sesión en la flexión choque talón de la marcha.

La Fig. 9 representa los datos procesados de los mismos marcadores y número de sesión que en la Fig. 8, pero durante la flexión en la fase de oscilación de la marcha, todas las variables de los marcadores formaron ángulos que fueron disminuyendo conforme al progreso de las sesiones. La mayor diferencia con tendencia a disminuir se presentó en los marcadores de la cadera con 11.7°, le siguen los marcadores de la rodilla con 5.0° y el tobillo reportó la menor diferencia con 0.5°.

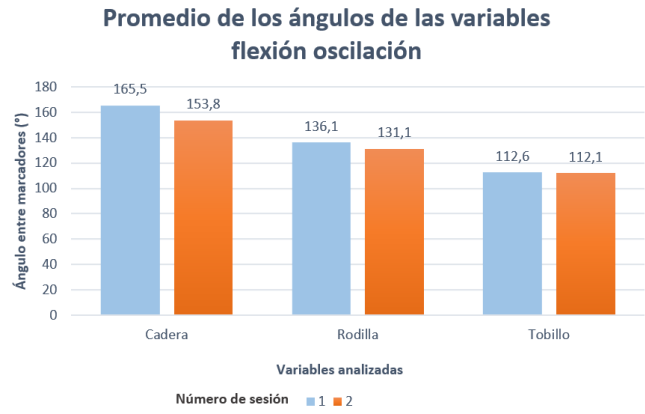


Fig. 9. Ángulo entre marcadores por sesión en la flexión oscilación de la marcha.

Dentro de los objetivos específicos, se determinó la reducción de las desviaciones genu varo y valgo de los tobillos con el uso de las órtesis plantares. Dichos ángulos fueron medidos con el goniómetro sobre el plantoscopio. La Fig. 10 muestra la variación del ángulo del tendón calcáneo o de Aquiles conforme a la sesión, en la presente gráfica sí se incluyen todas las sesiones desde el diagnóstico hasta las 3 semanas de uso, mostrando del lado izquierdo de la gráfica los valores del ángulo del pie derecho y del derecho los del izquierdo. Del total de la muestra, el promedio de corrección del ángulo derecho del tendón calcáneo fue de 4.1°, mientras que del izquierdo de 2.6°, comprobando que el uso de las órtesis plantares sí tuvo efecto corrector.

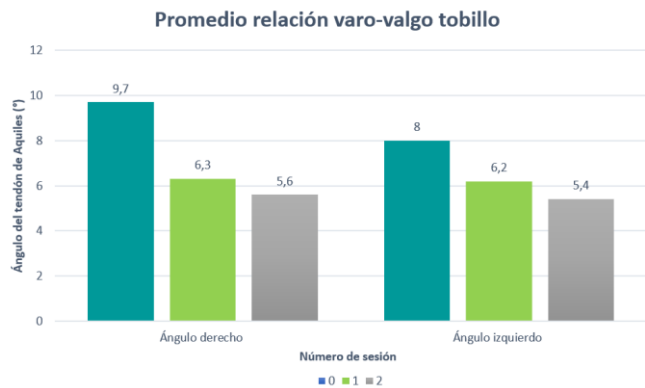


Fig. 10. Ángulo del tendón calcáneo por sesión.

Posteriormente, se calculó la desviación estándar de los marcadores del análisis dinámico de acuerdo con la sesión, previamente se había calculado el promedio, por lo que se pudo obtener el coeficiente de variación, el cual indica una medida de dispersión que permite el análisis de las desviaciones de los datos con respecto a la media y al mismo tiempo las dispersiones que tienen los datos entre sí. La Tabla 2 muestra la media, desviación estándar y coeficiente de variación de los marcadores de cadera, rodilla y tobillo de los ángulos de flexión en la fase de apoyo en la sesión 1 y 2, es decir, desde que se hizo entrega de las órtesis plantares. Se analiza que el promedio del ángulo de todos los marcadores fue disminuyendo conforme la sesión, lo cual

indica que hubo un efecto de corrección con el uso de las órtesis plantares. La desviación estándar disminuyó respectivamente en la rodilla y tobillo en la sesión 2, lo cual indica un menor rango de error entre las muestras. Los marcadores de rodilla y tobillo reportaron un coeficiente de variación (CV) menor en la sesión 2 a comparación de la 1, con una diferencia entre sesiones del 4% y 2% respectivamente, mientras que los de la cadera se mantuvieron constantes en un 4%, lo anterior indica que la muestra es homogénea.

Tabla 2. Media, desviación estándar y coeficiente de variación por sesión del análisis dinámico.

Ángulo de flexión choque talón			
	Sesión	1	2
Cadera	Media	161.2°	155°
	DE	6.6°	6.9°
	CV	4%	4%
Rodilla	Media	172.2°	173.1°
	DE	6.1°	3.8°
	CV	4%	2%
Tobillo	Media	122.8°	118.3°
	DE	11.2°	7.4°
	CV	9%	6%

La Tabla 3 muestra las mismas variables y sesiones que la Tabla 2 sobre los ángulos de flexión durante la fase de oscilación. De igual manera hubo una reducción en el promedio de los ángulos de las tres articulaciones, teniendo la mayor diferencia en la cadera, seguido de la rodilla y con menor diferencia el tobillo. La desviación estándar de la sesión 2 de la cadera tuvo un aumento de 21.6° por lo que

indica que en esta variable hubo una mayor dispersión entre los datos obtenidos a comparación de los demás. Los coeficientes de variación de los marcadores de la rodilla y tobillo muestran porcentajes bajos comprobando una homogenización de la muestra.

Tabla 3. Media, desviación estándar y coeficiente de variación por sesión del análisis dinámico.

Ángulo de flexión oscilación			
	Sesión	1	2
Cadera	Media	165.5°	153.8°
	DE	7.4°	29°
	CV	4%	19%
Rodilla	Media	136.1°	131.1°
	DE	11,1°	10,1°
	CV	8%	8%
Tobillo	Media	112.6°	112.1°
	DE	11°	9,1°
	CV	10%	8%

A partir de los resultados obtenidos, el análisis estadístico ANOVA arrojó que, de las 14 variables paramétricas analizadas, los marcadores del ángulo derecho del tobillo, cresta iliaca superior posterior y del ángulo de flexión de cadera al choque del talón de la fase de apoyo mostraron una diferencia estadísticamente significativa de 0.008, 0.031 y 0.00 respectivamente. La Tabla 4. muestra la ANOVA de todas las variables, esperando en un futuro aumentar el tamaño de la muestra, así como una fijación estable de los marcadores para obtener mayores resultados con diferencias estadísticamente significativas en todas las variables.

Tabla 4. ANOVA de las variables seleccionadas

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Ángulo_der	Entre grupos	153.502	2	76.751	5.411	.008
	Dentro de grupos	638.325	45	14.185		
	Total	791.827	47			
Ángulo_izq	Entre grupos	57.792	2	28.896	2.512	.092
	Dentro de grupos	517.688	45	11.504		
	Total	575.479	47			
Ángulo entre marcadores de hombros	Entre grupos	.533	2	.266	.094	.910
	Dentro de grupos	127.572	45	2.835		
	Total	128.105	47			
	Entre grupos	2.122	2	1.061	.217	.806

Ángulo entre marcadores de ACIS	Dentro de grupos	219.938	45	4.888		
	Total	222.059	47			
Ángulo entre marcadores de rótula	Entre grupos	3.401	2	1.701	.387	.681
	Dentro de grupos	197.852	45	4.397		
	Total	201.253	47			
Ángulo entre marcadores de escápula	Entre grupos	22.558	2	11.279	2.096	.135
	Dentro de grupos	242.132	45	5.381		
	Total	264.690	47			
Ángulo entre marcadores de PCIS	Entre grupos	38.479	2	19.239	3.753	.031
	Dentro de grupos	230.679	45	5.126		
	Total	269.158	47			
Ángulo entre marcadores de pliegue	Entre grupos	1.066	2	.533	.216	.807
	Dentro de grupos	111.046	45	2.468		
	Total	112.113	47			
Ángulo flexión choque talón de cadera	Entre grupos	24095.748	2	12047.874	343.796	.000
	Dentro de grupos	1016.267	29	35.044		
	Total	25112.015	31			
Ángulo flexión choque talón de rodilla	Entre grupos	1.445	1	1.445	.056	.814
	Dentro de grupos	771.235	30	25.708		
	Total	772.680	31			
Ángulo flexión choque talón de tobillo	Entre grupos	168.361	1	168.361	1.880	.180
	Dentro de grupos	2686.497	30	89.550		
	Total	2854.859	31			
Ángulo flexión oscilación de cadera	Entre grupos	1095.120	1	1095.120	2.437	.129
	Dentro de grupos	13483.715	30	449.457		
	Total	14578.835	31			
Ángulo flexión oscilación de rodilla	Entre grupos	204.020	1	204.020	1.809	.189
	Dentro de grupos	3382.995	30	112.767		
	Total	3587.015	31			
Ángulo flexión oscilación de tobillo	Entre grupos	1.488	1	1.488	.015	.905
	Dentro de grupos	3066.312	30	102.210		
	Total	3067.800	31			

De la muestra el 56.25% son hombres y 43.75% son mujeres, indicando que las mujeres tuvieron un 100% de disminución en el ángulo derecho del tendón calcáneo y un 71.42% en el izquierdo, mientras que los hombres tuvieron un 77.7% de disminución en el ángulo derecho del este tendón y un 55.5% en el izquierdo. De los 16 sujetos, 2 no presentaron ninguna mejora, es decir, el ángulo se mantuvo igual al paso de las

sesiones, mientras un sujeto disminuyó la desviación del tobillo derecho a la posición neutral, es decir, 0°, lo cual implica una corrección total del varo/valgo de tobillo; mientras que dos lo corrigieron en el pie izquierdo, de los demás sujetos se obtuvo una reducción de 1° hasta 12° entre la sesión 0 y 2.

Conclusiones, perspectivas y recomendaciones

Aunque se esperaría que la mayoría de las variables tuvieran una diferencia estadísticamente significativa, las gráficas muestran que realmente sí existe una diferencia con tendencia a disminuir los ángulos generados entre los marcadores de las variables, especialmente en los ángulos del tendón calcáneo de ambos pies, siendo el principal interés para reducir el genu varo o valgo del tobillo. Para poder comprobar diferencias estadísticamente significativas en futuras investigaciones, se recomienda ampliar el número de sujetos para la muestra, así como extender el plazo de uso de las órtesis plantares mayor a 3 semanas. El análisis de la marcha permite identificar variables, presiones y disimetrías que a largo plazo si no se atienden podrían generar lesiones y contracturas del sistema musculoesquelético, por lo que el uso de órtesis plantares permiten corregir estas deformaciones mediante el uso de cuñas, botones, taloneras entre otras según la necesidad del paciente.

En la presente investigación se comprobó que el uso de las órtesis plantares permitió corregir las desviaciones identificadas, incluso desde el momento que éstas se entregaron se observó un cambio notorio pudiendo comprobarlo en el software Kinovea v.0.5.9, el cual es una herramienta útil que permite hacer un análisis biomecánico reduciendo el error a comparación de un examen visual.

Agradecimientos

Se extiende un grato agradecimiento a Lic. Ortesista Protesista Eladio Riveroll Palomino por la labor de realizar cada una de las órtesis plantares para cubrir las necesidades en tiempo y forma de cada sujeto de prueba de la muestra, asimismo, se les agradece a los integrantes de la muestra por su disposición y compromiso para fines de la presente investigación.

Referencias

- [1] Cifuentes C., Martínez F., & Romero E. "ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA: UNA REVISIÓN". *Rev. Fac. Med* 2010; 18 (2): 182-196. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.co/pdf/med/v18n2/v18n2a05.pdf>
- [2] Cámara, Jesús. "Gait analysis: phases and spatio-temporal variables". *Entramado* 2011; 13: 160-173. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/pdf/2654/265420116010.pdf>
- [3] Agudelo Mendoza, A. I., Briñez Santamaría, T. J., Guarín Urrego, V., Ruiz Restrepo, J. P., & Zapata García, M. C. "Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literature". *CES Movimiento y Salud*. 2013; 1:29-43.
- [4] Villa Moreno, A; Gutiérrez Gutiérrez, E. & Pérez Moreno, J. "CONSIDERACIONES PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA. TÉCNICAS DE VIDEOGRAMETRÍA, ELECTROMIOGRAFÍA Y DINAMOMETRÍA". *Revista Ingeniería Biomédica*. 2008; 2(3), 16-26. Retrieved September 14, 2022, from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622008000100004&lng=en&tlng=es.
- [5] A. Poussou and L. Poussou, "Ortesis plantares mecánicas infantiles," *EMC - Podol.*, vol. 15, no. 2, pp. 1–8, 2013.
- [6] Cohí, O. & Salinas, F. "Órtesis plantares". *Revista Española de Reumatología*. 2003; 30(9): 508-13. [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-pdf-13055073>
- [7] Rebouh, C. (2021). Principales materiales y técnicas utilizados para la fabricación de ortesis plantares. *EMC - Podología*, 23(4), 1–11. [https://doi.org/10.1016/s1762-827x\(21\)45683-x](https://doi.org/10.1016/s1762-827x(21)45683-x)
- [8] El uso de plantillas mejora patologías del pie. (2021, June 10). Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos (CGCOP) | Web informativa del Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos; Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos (CGCOP 2021). <https://cgcop.es/el-uso-de-plantillas-mejora-patologias-del-pie/>
- [9] M. Reina-Bueno et al., "Efecto de las ortesis plantares hechas a medidas versus placebo en pacientes con artritis reumatoide: ensayo clínico aleatorizado. Estudio piloto," *Rev. esp. podol.*, vol. 29, no. 2, pp. 64–69, 2018.
- [10] Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*. 3: 51-76, 1984.
- [11] Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*. 17: 68-74, 2003.
- [12] Wolf SL, Catlin PA, Gage K, Gurucharri K, Robertson R, Stephen K. Establishing the Reliability and Validity of Measurements of Walking Time Using the Emory Functional Ambulation Profile. *Phys Ther*. 79(12):1122-1133, 1999.