

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Efecto tridimensional de las cuñas varizantes y valguizantes en
escafoides y calcáneo

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Álvaro Gómez Carrión

DIRECTORES

Dr. Rubén Sánchez-Gómez
Dra. Rosario Morales Lozano

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA

Programa de doctorado: Cuidados en Salud



TESIS DOCTORAL

EFFECTO TRIDIMENSIONAL DE LAS CUÑAS VARIZANTES Y VALGUIZANTES EN
ESCAFOIDES Y CALCÁNEO

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Álvaro Gómez Carrión

DIRECTORES

Dr. Rubén Sánchez-Gómez

Dra. Rosario Morales Lozano

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor Dr. Rubén Sanchez Gómez, por ser mi referente académico y enseñarme el camino a seguir.

A mis padres, por inculcarme los valores de esfuerzo y sacrificio.

A ti hermana, por su apoyo cuando la necesito.

A Ana, mi compañera de vida porque sin ella esta dedicación académica no sería posible.

Muchas Gracias a todos.

ÍNDICE

Resumen	3
Abstract	6
1. Introducción	9
1.1 Anatomía.....	9
1.2 Ejes de movimiento	10
1.3 Terminología del movimiento.....	13
1.4 Modelo de la articulación mediotarsiana de dos ejes	13
1.5 Modelo de la articulación mediotarsiana de tres ejes.....	16
1.6 Uso de cuñas varizantes y valguizantes	25
1.7 Tecnología y sistema de movimiento.	26
1.8 Justificación del estudio.....	27
2. Pregunta de investigación	29
3. Hipótesis del estudio.....	31
4. Objetivos.....	33
5. Material y método	36
5.1 Tipo de diseño.....	36
5.2 Población de estudio.....	36
5.2.1. Tamaño muestral	36
5.2.2. Criterios de inclusión	37
5.2.3. Criterios de exclusión.....	37
5.3 Variables analizadas.....	37
5.3.1 Variables independientes	37
5.3.2. Variables dependientes.	38
5.3.3. Variables moduladoras.	39
5.4. Procedimiento y Medición.....	39
5.5. Materiales	43
5.6 Análisis estadístico	44
6. Discusión	51
6.1 .BLOQUE I.- CUÑAS VARIZANTES	51
6.1.1. Movimiento en adducción/abducción de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.....	51
6.1.2. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.....	52
6.1.3. Movimiento en varo/valgo de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm...53	53

6.1.4. Movimiento en adducción/abducción de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.....	55
6.1.5. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.....	56
6.1.6. Movimiento en varo/valgo de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.....	58
6.2 . BLOQUE II.- CUÑAS VALGUIZANTES	66
6.2.1. Movimiento en Adducción/Abducción de escafoides con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm	66
6.2.2. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de escafoides con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm.....	67
6.2.3. Movimiento en varo/valgo de escafoides con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm.	69
6.2.4. Movimiento en adducción/abducción de calcáneo con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm.....	71
6.2.5. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de calcáneo con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm.....	72
6.2.6. MOVIMIENTO EN VARO/VALGO DE CALCÁNEO CON CUÑA VALGUIZANTE DE 4MM, 7MM Y 10MM	74
6.3. Limitaciones y posibles sesgos	80
6.4. Futuras líneas de investigación	80
7. Conclusiones.....	82
8. Bibliografía:	84
9. Anexos	95
9.1 Anexo 1. Comité de ética del Hospital Universitario Nta Sra de Valme.	95
9.2 Anexo 2. Hoja de información y Consentimiento informado	96

INDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1. Articulación mediotarsiana formada por la articulación astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea.....	9
Figura 2. Rango de movimiento en flexión dorsal de la primera articulación metatarsofalángica.	10
Figura 3. Eje de movimiento del astrágalo.	11
Figura 4. El sistema de coordenadas para representación de cuerpo rígido en el espacio.	11
Figura 5. Planos corporales: Frontal, Sagital y Transverso.	12
Figura 6. Dibujo del estudio de la articulación subastragalina y de la articulación mediotarsiana	14
Figura 7. Ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana: eje longitudinal y eje oblicuo.....	15
Figura 8. Representación de los ejes helicoidales del pie	16
Figura 9. Comparación de los ejes descritos por Manter frente al eje descrito por Nester.	17
Figura 10. Localización del eje de movimiento de la articulación astrágalo-escafoidea, de la articulación calcáneo-cuboidea y de su conjunto mediante la articulación mediotarsiana.	17
Figura 11. Nuevo modelo de coordenadas cuyo punto de referencia es calcáneo.	18
Figura 12. Eje único de la articulación mediotarsiana formado por la suma de estos tres ejes de referencia: el eje medial-lateral, el eje vertical y el eje anterior–posterior	20
Figura 13. Representación de oblicuidad y paralelismo de la articulación mediotarsiana	21
Figura 14. Representación del grosor dorso-plantar según posición del eje de la articulación subastragalina	24
Figura 16. El sensor uno se colocó en la parte posterior del calcáneo, y el sensor dos se colocó en la parte medial del escafoides.	40
Figura 17. Cuñas de retropié valguizantes colocadas debajo de calcáneo.	42
Figura 18. Cuñas de retropié varizantes colocadas debajo de calcáneo.	42
Figura 19. Cuñas varizantes de retropié de 4mm, 7mm y 10mm.	43
Figura 20. Cuñas valguizantes de retropié de 4mm, 7mm y 10mm.	43
Figura 21. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de escafoides en las diferentes situaciones	51
Figura 22. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión plantar y flexión dorsal de escafoides en las diferentes situaciones	52
Figura 23. Gráfica resumen de los grados de movimiento en varo y valgo de escafoides en las diferentes situaciones.....	53
Figura 24. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de calcáneo en las diferentes situaciones	55

Figura 25. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de calcáneo en las diferentes situaciones	56
Figura 26. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de calcáneo en las diferentes situaciones.....	58
Figura 27. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción y de escafoides en las diferentes situaciones	66
Figura 28. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de escafoides en las diferentes situaciones	67
Figura 29. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de escafoides en las diferentes situaciones.....	69
Figura 30. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de calcáneo en las diferentes situaciones	71
Figura 31. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de calcáneo en las diferentes situaciones	72
Figura 32. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de calcáneo en las diferentes situaciones.....	74
Tabla 1. Resumen de los estudios a lo largo de la historia de diferentes autores sobre la articulación mediotarsiana.....	23
Tabla 2. Resumen del movimiento de cada hueso en las cuatro situaciones diferentes.....	63
Tabla 3. Resumen del movimiento de cada hueso en las cuatro situaciones diferentes.....	77

RESUMEN

Resumen

Resumen:

Las cuñas varizantes de retropié son un tratamiento ortopédico común para la deformidad en valgo del pie y para aquellas patologías relacionadas con el exceso de momentos pronadores. Las cuñas valguizantes de retropié son un tratamiento ortopédico típico para el dolor de la osteoartritis medial de rodilla, la inestabilidad crónica del tobillo y los trastornos de los tendones peroneos. Todavía no hay estudios que investiguen los efectos de estas cuñas sobre otras articulaciones del pie. El efecto sobre el calcáneo es ampliamente conocido, pero se desconoce que efecto provocan sobre el escafoides. Se necesita más investigación acerca del uso de estas cuñas, debido a la relación que existe entre la posición del escafoides y el riesgo de sufrir una lesión.

Objetivo:

El objetivo de este estudio fue medir el efecto que las cuñas de retropié varizantes y valguizantes tienen sobre el escafoides y el calcáneo respectivamente, según el modelo multiaxial triplanar frente a la condición basal descalzos.

Material y método:

Participaron en el estudio un total de 60 sujetos. Para la medición del movimiento de cada hueso se usó el sistema 6 SpaceFastrak (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA) formado por un módulo receptor, un módulo emisor y dos sensores. Un sensor con forma de lágrima para medir el movimiento de escafoides y un sensor con forma hexagonal para medir el movimiento del calcáneo. Se utilizaron tres cuñas varizantes de 4mm, 7mm y 10mm y tres cuñas valguizantes de 4mm, 7mm y 10 mm. Se registraron los datos de comparación entre el uso de las diferentes cuñas y la posición descalzo sin cuñas.

Resultados:

Para el uso de las cuñas varizantes hubo diferencias estadísticamente significativas en el calcáneo y el escafoides. Para el escafoides se alcanzó el movimiento en varo máximo de $1,35 \pm 2,41^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña varizante de 7 mm, para el movimiento en flexión plantar máxima de $3,93 \pm 4,44^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña varizante de 10 mm y para el movimiento en abducción máxima de $2,64 \pm 4,04^\circ$ ($p < 0,05$) con el uso de la cuña varizante de 10mm. Para el calcáneo se alcanzó el movimiento en varo máximo de $2,11 \pm 2,43^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña varizante de 10mm, para el movimiento en flexión plantar máxima de 3,00

$\pm 3,60^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña varizante de 10mm y para el movimiento en abducción máxima de $2,13 \pm 3,09^\circ$ ($p < 0,05$) con el uso de cuña varizante de 10mm.

Para el uso de las cuñas valguizantes hubo diferencias estadísticamente significativas en el calcáneo y escafoides. Para el escafoides se alcanzó el movimiento en varo máximo de $1,23 \pm 2,08^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña valguizante de 4mm, para el movimiento en flexión plantar máxima de $3,02 \pm 4,58^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña valguizante de 4mm y para el movimiento en abducción máxima $2,01 \pm 2,95^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de cuña valguizante de 10mm. Para el calcáneo se alcanzó el movimiento en valgo máximo de $1,74 \pm 2,61^\circ$ ($p < 0,001$) con el uso de la cuña valguizante de 7mm, para el movimiento en flexión plantar máxima de $3,07 \pm 4,07^\circ$ con el uso de la cuña valguizante de 7mm y para el movimiento en aducción máxima de $1,91 \pm 2,81^\circ$ con el uso de la cuña valguizante de 10 mm.

Conclusiones:

El uso de cuñas varizante generó en el hueso escafoides los movimientos de varo, flexión plantar y abducción. En el hueso calcáneo generó los movimientos de varo, abducción y flexión plantar.

El uso de cuñas valguizantes generó en el hueso escafoides los movimientos de varo, flexión plantar y abducción. En el hueso calcáneo generó los movimientos de valgo, flexión plantar y aducción.

Palabras clave: cuña varizante; cuña valguizante; hueso escafoides; hueso calcáneo; articulación del mediopié; articulación mediotarsiana; órtesis del pie; Dispositivo Polhemus.

ABSTRACT

Abstract

Summary:

The rearfoot varus wedges are a common orthopedic treatment for the valgus deformity of the foot and for those pathologies related to the excess of pronating moments. The rearfoot valgus wedges are a typical orthopedic treatment for medial knee osteoarthritis pain, chronic ankle instability, and peroneal tendon disorders. There are still no studies investigating the effects of these wedges on other foot joints. The effect on the calcaneus is widely known, but it is unknown what effect they have on the navicular. More research is needed on the use of these wedges, due to the relationship between the position of the navicular and the risk of injury.

Objective:

The aim of this study was to measure the effect that rearfoot varus and valgus wedges have on the navicular and calcaneus respectively, according to the triplanar multiaxial model versus the basal condition barefoot.

Material and method:

A total of 60 subjects participated in the study. For the measurement of the movement of each bone, the 6 SpaceFastrak system (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA) consisting of a receiver module, a transmitter module and two sensors was used. A teardrop-shaped sensor to measure the movement of navicular and a hexagonal-shaped sensor to measure the movement of the calcaneus. Three varus wedges of 4mm, 7mm and 10mm and three valgus wedges of 4mm, 7mm and 10 mm were used. Comparison data were recorded between the use of the different wedges and the barefoot position without wedges.

Results:

For the use of rearfoot varus wedges there were statistically significant differences in the calcaneus and navicular. For the navicular, the maximum varus movement of $1.35 \pm 2.41^\circ$ ($p < 0.001$) was reached with the use of the 7 mm varus wedge, for the movement in maximum plantar flexion of $3.93 \pm 4.44^\circ$ ($p < 0.001$) with the use of the 10 mm varus wedge and for the movement in maximum abduction of $2.64 \pm 4.04^\circ$ ($p < 0.05$) with the use of the 10mm varus wedge. For the calcaneus, the maximum varus movement of $2.11 \pm 2.43^\circ$ ($p < 0.001$) was reached with the use of the 10mm varus wedge, for the movement in maximum plantar flexion of $3.00 \pm 3.60^\circ$ ($p < 0.001$) with the use of the 10mm varus wedge and for the movement in maximum abduction of $2.13 \pm 3.09^\circ$ ($p < 0.05$) with the use of 10mm varus wedge.

For the use of the valgus wedges there were statistically significant differences in the calcaneus and navicular. For the navicular, the maximum varus movement of $1.23 \pm 2.08^\circ$ ($p < 0.001$) was

reached with the use of the 4mm valgus wedge, for the movement in maxima plantar flexion of $3.02 \pm 4.58^\circ$ ($p < 0.001$) with the use of the 4mm valgus wedge and for the movement in maximum abduction $2.01 \pm 2.95^\circ$ ($p < 0.001$) with the use of 10mm valgus wedge. For the calcaneus, the maximum valgus movement of $1.74 \pm 2.61^\circ$ ($p < 0.001$) was reached with the use of the 7mm valgus wedge, for the movement in maximum plantar flexion of $3.07 \pm 4.07^\circ$ with the use of the 7mm valgus wedge and for the movement in maximum adduction of $1.91 \pm 2.81^\circ$ with the use of the 10 mm valgus wedge.

Conclusions:

The use of rearfoot varus wedges generated in the navicular bone the movements of varus, plantar flexion and abduction. In the calcaneal bone generated the movements of varus, plantar flexion and abduction.

The use of rearfoot valgus wedges generated in the navicular bone the movements of varus, plantar flexion and abduction. In the calcaneal bone generated the movements of valgus, plantar flexion and adduction.

Keywords: rearfoot varus wedge; rearfoot valgus wedge; navicular bone; calcaneal bone; midfoot joint; midtarsal joint; orthoses; Polhemus Device.

INTRODUCCIÓN

1. Introducción

1.1 Anatomía

La articulación mediotarsiana es una estructura importante para la función del pie, es la transición entre el retropié y el antepié. Está formada por dos articulaciones, la astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea¹ (Figura 1). Esta articulación también recibe el nombre de articulación de Chopart, nombre recibido a través del cirujano François Chopart nacido en 1743 y fundador en la capital francesa de la École pratique de Chirurgie. También dio nombre al ligamento de Chopart, que tiene forma de Y, presente en las dos articulaciones. Se le acuñó este nombre a la articulación debido a ser una zona común de amputación que el autor redactó en su tratado quirúrgico *Traité des maladies chirurgicales et des opérations qui leur conviennent*².



Figura 1. Articulación mediotarsiana formada por la articulación astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea. De: *Sarrafian SK. Anatomy of the foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Funcional. 3ª edition. Philadelphia: J.B. Lippincott Company; 1993.*

El concepto de articulación se describe como una estructura anatómica encargada de la unión ósea entre dos o más huesos. Cuando comparamos dos articulaciones encontramos que no son estructuralmente iguales, cada una tiene su propia combinación de tejidos y de rango de movimiento. El rango de movimiento es la cantidad de desplazamiento que permite la articulación en uno o varios planos del espacio. Este rango de movimiento está determinado por la forma de las superficies articulares y su interacción geométrica; la restricción proporcionada por los ligamentos, la cápsula articular y la acción de los músculos

alrededor de la articulación³ (Figura 2). La magnitud del rango de movimiento permitida es específica tanto de la articulación, como del sujeto⁴. Relacionado con el rango de movimiento está el concepto de estabilidad articular, que se define como la habilidad de una articulación para mantenerse funcionalmente en todo su rango de movimiento⁵.

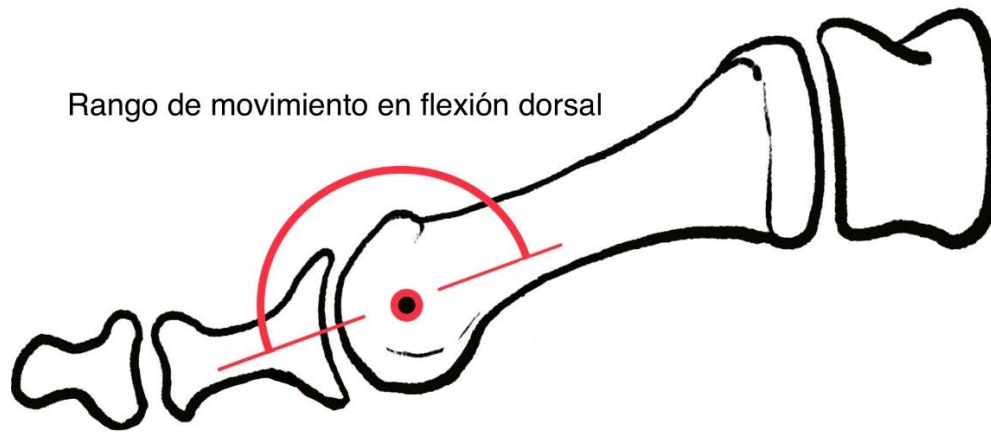


Figura 2. Rango de movimiento en flexión dorsal de la primera articulación metatarsalofalángica.

1.2 Ejes de movimiento

Para examinar el movimiento de una articulación, es necesario conocer cuál es su eje de movimiento. Los ejes de movimientos no son entidades físicas o anatómicas reales, son parámetros de cinemática que describen las características de movimiento en el espacio entre un cuerpo rígido (hueso escafoide) relativo a otro cuerpo rígido de referencia (hueso calcáneo). El eje de movimiento de una articulación se representa como el resultado de una o varias líneas imaginarias sobre la que los segmentos óseos se relacionan entre sí (Figura 3). Como tal, el eje de movimiento no determina el movimiento de la articulación, más bien es el movimiento quien determina que eje posee⁶.

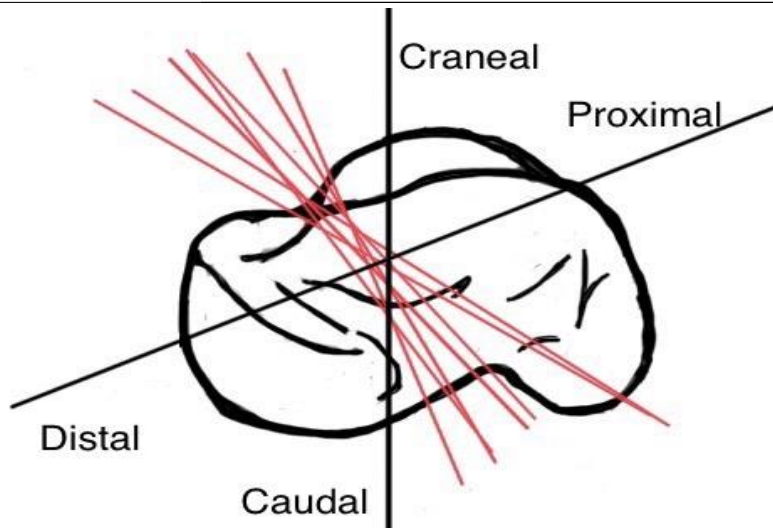


Figura 3. Eje de movimiento del astrágalo.

La representación en el espacio de un cuerpo rígido se realiza a través del sistema de coordenadas, puede ser un cuerpo rígido en estática respecto a un ambiente de referencia o puede estar relacionado con otro cuerpo rígido de referencia. El sistema de coordenadas se representa a través de tres ejes (X, Y, Z), el primer vector direccional de referencia es el eje X, el segundo vector de referencia es el eje Y y el tercer vector de referencia es el eje Z. (Figura 4)

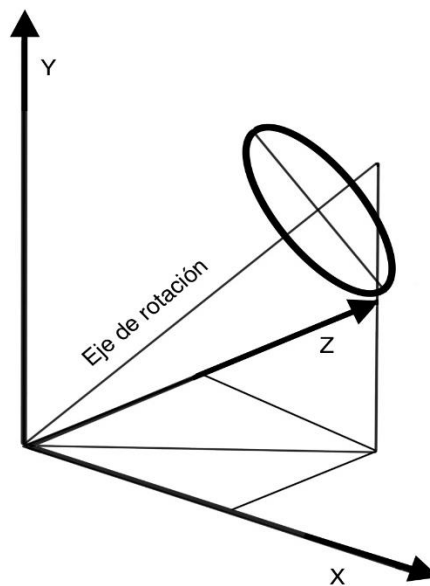


Figura 4. El sistema de coordenadas para representación de cuerpo rígido en el espacio.

El sistema de coordenadas se ha integrado en cada segmento de interés del cuerpo a través de los planos corporales con la siguiente representación: el eje X tiene una orientación anterior-posterior que se corresponde con el plano frontal, el eje Y tiene una orientación vertical que se corresponde con el plano transverso y el eje Z tiene una orientación medial-lateral que se corresponde con el plano sagital⁷. (Figura 5)

Los planos corporales representan el rango de movimiento completo que permite cada eje de coordenadas³.

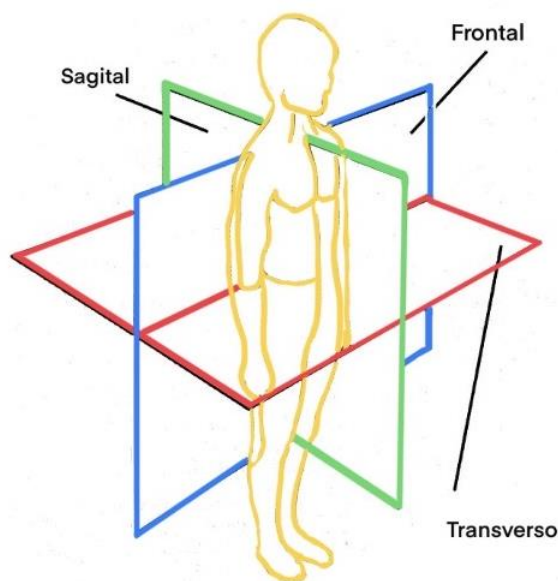


Figura 5. Planos corporales: Frontal, Sagital y Transverso.

Cada plano permite a la articulación un movimiento específico, para el plano frontal la articulación desarrolla un movimiento de inversión y eversión. Para el plano sagital la articulación desarrolla un movimiento de flexión dorsal y flexión plantar y para el plano transverso la articulación desarrolla un movimiento de adducción y abducción⁷.

Algunas articulaciones del pie, como la articulación subastragalina y la articulación mediotarsiana poseen ejes de movimientos que involucra a varios planos del espacio, o lo que es lo mismo, tienen un eje que describe un movimiento triplanar. Cuando hablamos del movimiento de pronación decimos que está formado por el conjunto de los siguientes movimientos: dorsiflexión en el plano sagital, eversión en el plano frontal, y abducción en el plano transversal. Cuando hablamos del movimiento de supinación decimos que está formado por el conjunto de los siguientes movimientos: plantarflexión en el plano sagital, inversión en el plano frontal, y adducción en el plano transversal⁸.

1.3. Terminología del movimiento

Si bien no se sabe cómo se aplicó el término de pronación al pie, pero es probable que su origen se encuentre en el trabajo realizado sobre anatomía comparativa y evolución en la que se investigaron aspectos de la función de la extremidad inferior con la extremidad superior. El uso del término pronación y supinación para describir la función de las extremidades inferiores parece haber sido utilizado originalmente para el koala (*Phascolartus cinereus*), el wombat (*Phascolomys*), falangers (*Phalangistidae*) y zarigüeyas (*Didelphidae*), donde el movimiento entre el peroné y la tibia permitió un movimiento comparable con la pronación y la supinación del cúbito y el radio⁹. Morton^{10,11} y Weidenreich¹² usaron el término pronación en estudios sobre la evolución del pie de los primates, siendo Morton en la década de 1930 quien utilizó el término de que el pie rodaba hacia dentro, para una postura pronada y que la reducción del arco medial fuera una deformidad provocada por la pronación⁹. La literatura de principios del siglo XX indica confusión entre los términos de pronación del pie y pie plano. La confusión fue creada por el intercambio de los términos eversión y pronación. Entre 1923 y 1929 se había usado la inversión y eversión en documentos sobre la evolución del pie en lugar de utilizar los términos supinación y pronación para el movimiento triplanar del pie⁹. Larson¹³ en su revisión encontró que, también se usaron los términos de eversión e inversión para describir el aplanamiento y el arqueamiento del pie, y aún así en el mismo documento se describe la posición del pie de un chimpancé aplanado como pronado en lugar de evertido. En el documento de Manter¹⁴ sobre la evolución del pie se refiere al movimiento de la articulación subastragalina como un movimiento dividido artificialmente en dos componentes, una rotación alrededor del eje largo del pie como supinación-pronación, y uno alrededor del eje vertical como adducción-abducción. Aunque el autor afirma que otros investigadores han definido el movimiento compuesto como supinación y pronación, siendo la supinación el movimiento conjunto de inversión, adducción y flexión plantar. Y siendo la pronación un movimiento conjunto de eversión, abducción y flexión dorsal. Quedando esta terminología hasta la actualidad.

1.4 Modelo de la articulación mediotarsiana de dos ejes

La articulación mediotarsiana fue descrita como una articulación que poseía dos ejes articulares de movimiento. Este concepto se ha enseñado en los últimos treinta años, sin tener evidencia científica clara sobre su correspondencia real al comportamiento del pie¹⁵.

Manter¹⁴ en 1941 lleva a cabo un estudio tanto de la articulación subastragalina como de la articulación mediotarsiana, y recalca la importancia de ambas en la funcionalidad del pie. (Figura 6). Observó que la mediotarsiana no presentaba movimientos amplios en su exploración, pero él creyó desde primera hora que una articulación que unía el retropié con el antepié y representaba el punto más alto del arco medial debía tener un carácter importante en la función del pie. Creía en la necesidad de establecer cuales eran sus ejes de movimiento para poder entender mejor esta articulación. Como se ha descrito con anterioridad la manera de obtener el eje de movimiento es estableciendo puntos de referencias, en este caso la referencia fue un cuerpo rígido (calcáneo) y se analizó el camino recorrido por el otro hueso.

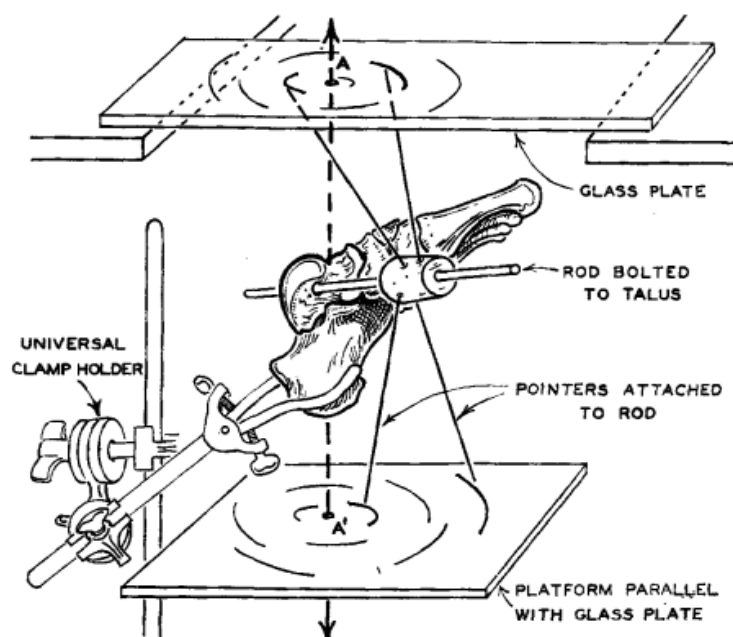


Figura 6. Dibujo del estudio de la articulación subastragalina y de la articulación mediotarsiana. De: *Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. Anat Rec. 1941; 80: 397-410.*

Manter¹⁴ reconoció que la reproducibilidad del experimento era cuestionable, y que el resultado de los ejes obtenidos en estudios cadavéricos puede diferir un poco de la función real del pie. Introduce el concepto de que la articulación mediotarsiana posee dos ejes de movimientos. El eje longitudinal estaría situado a 15 grados respecto al plano transversal y 9 grados respecto al sagital. El eje oblicuo 57 grados respecto al plano sagital y 52 grados respecto al plano transversal. El eje longitudinal proporcionaba el movimiento de inversión y eversión; y el eje oblicuo el movimiento conjunto de flexión dorsal-abducción y flexión plantar-adducción. Trasladado los resultados a las patologías del pie, el autor describió la

relación del movimiento del eje oblicuo con el pie plano y la pérdida del arco asociado al movimiento pronación. (Figura 7)

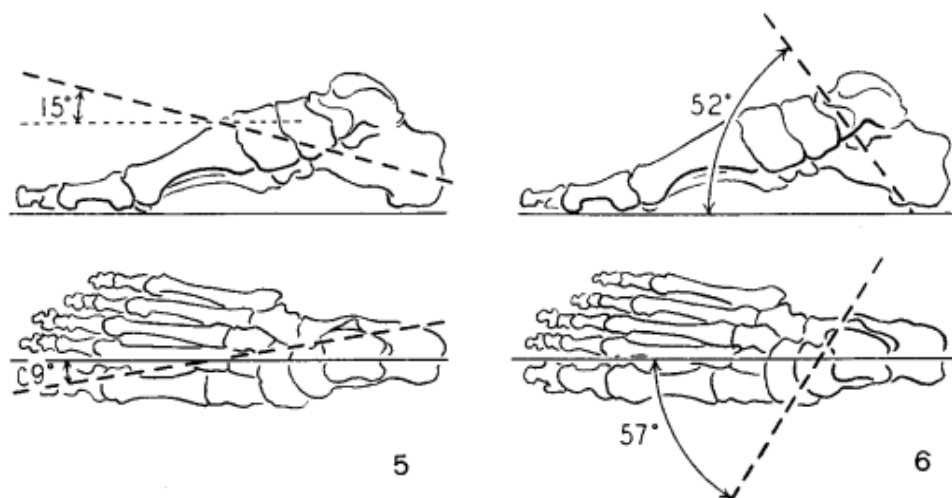


Figura 7. Ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana: eje longitudinal y eje oblicuo.
De: *Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. Anat Rec. 1941; 80: 397-410.*

La teoría biomecánica descrita por Root¹⁶ en el año 1977 se basó en los estudios cadavéricos para establecer que la teoría biomecánica de la mediotarsiana de dos ejes^{14,17,18} podía explicar las patologías clínicas observadas en el pie. Años más tarde en 1983 el estudio innovador de Van Langelaan¹⁹, utilizó la técnica de fotometría de rayos x para el estudio de diez pies de cadáveres en carga. La fotometría de rayos x utiliza dos unidades de rayos X, colocadas en ángulos de 90 grados entre sí, para realizar simultáneamente radiografías del pie dentro del plano sagital y del plano transversal. Para el seguimiento se implantaron pequeñas marcas metálicas, de aproximadamente 2 mm de diámetro, en la tibia, el peroné, el calcáneo, el astrágalo, el escafoides y el cuboides de cada cadáver. Para permitir conocer las ubicaciones tridimensionales precisas de cada uno de estos huesos, se realizó el movimiento de rotación externa e interna de la pierna en carga sobre una plataforma. Después de cada rotación tibial de 5 grados, se tomaron radiografías simultáneas laterales y anterior-posterior de los pies que luego permitieron, utilizando el procedimiento fotométrico de rayos X, obtener la ubicación tridimensional precisa de cada hueso en el espacio. Con las ubicaciones espaciales de los huesos de la mediotarsiana ahora conocidas en cada paso, el movimiento rotacional y traslacional tridimensional de los huesos del tarso podría calcularse para cada movimiento. A partir de esta información, se podían conocer los ejes helicoidales del movimiento de un hueso respecto a otro. Este estudio demostró que los ejes del pie no se comportan como ejes de tipo bisagras^{14,17,18}, sino como ejes helicoidales; es decir, ejes que poseen movimientos de rotación y de traslación en función de la posición del pie¹⁹.(Figura 8)

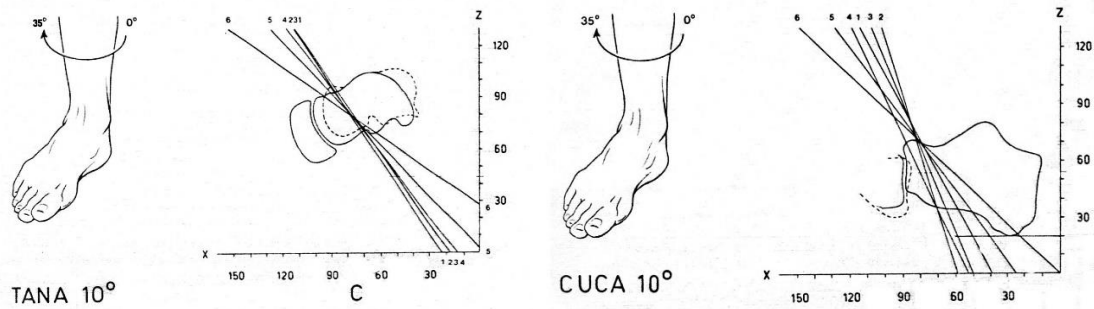


Figura 8. Representación de los ejes helicoidales del pie. De: *Van Langelaan EJ. A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. Acta Orthop Scand Suppl. 1983; 204: 1-269.*

1.5 Modelo de la articulación mediotarsiana de tres ejes

Nester^{6,20} en sus estudios de la articulación mediotarsiana destaca que los principios físicos de la cinemática no permiten que un cuerpo rígido (hueso) se mueva en direcciones opuestas, como propone el modelo teórico de los dos ejes. Es decir, mientras que la articulación mediotarsiana prona alrededor de su eje oblicuo no puede a la vez estar supinando alrededor de su eje longitudinal. El objetivo del estudio fue estudiar la relación de escafoides y cuboides con calcáneo durante movimientos de la pierna en el plano transversal, a través del sistema de movimiento Vicom®, y llegaron a la conclusión de que existe un solo eje que permite el movimiento en los tres planos de coordenadas. Las mediciones se llevaron a cabo en carga, respetando la función cinemática de ligamentos y músculos. Se obtuvo como resultado un único eje de movimiento de 37,9 grados respecto al plano transversal y 29 grados respecto al plano sagital. (Figura 9)

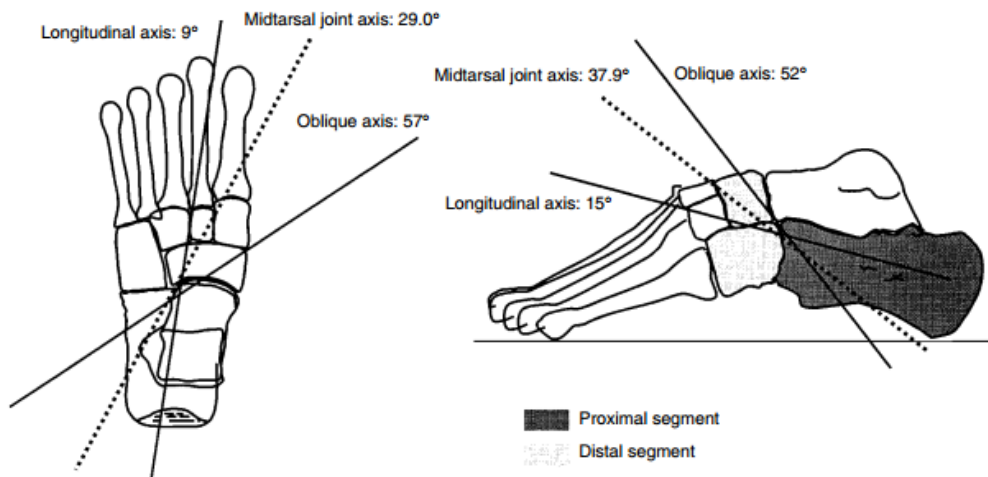


Figura 9. Comparación de los ejes descritos por Manter frente al eje descrito por Nester. De: Nester CJ, Findlow A, Bowker P. *Scientific approach to the axis of rotation at themidtarsal joint.* *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001 Feb;91(2):68–73.

Dado que la articulación mediotarsiana está formada por dos articulaciones, podría resultar contradictorio decir que solo posee un eje de movimiento, para ello se estudió el movimiento independiente de la articulación astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea, encontrando que poseen ejes de movimiento conjunto, es decir cuando la articulación astrágalo-escafoidea pronaba, la articulación calcáneo-cuboidea lo hacía en la misma proporción existiendo poco movimiento relativo entre ellas. Pudiendo ser considerada como un trabajo conjunto o en bloque ^{6,19-21}. (Figura 10)

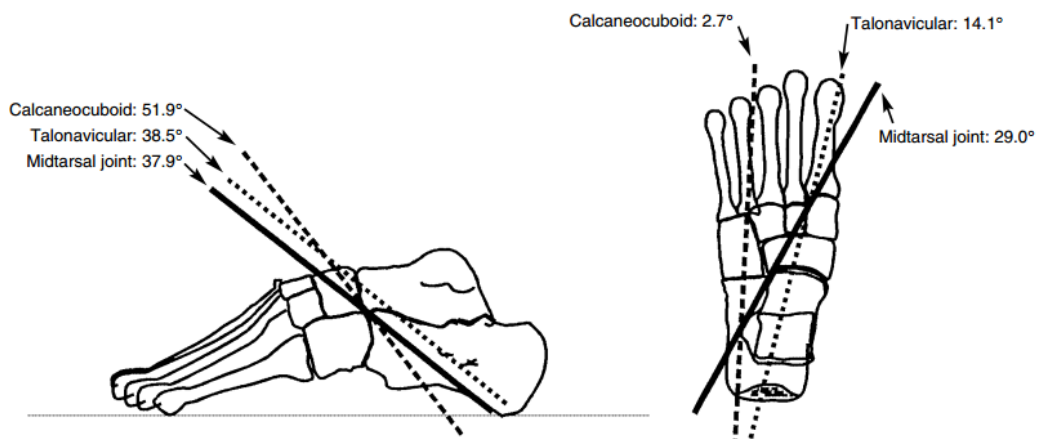


Figura 10. Localización del eje de movimiento de la articulación astrágalo-escafoidea, de la articulación calcáneo-cuboidea y de su conjunto mediante la articulación mediotarsiana. De: Nester C, Bowker P, Bowden P. *Kinematics of themidtarsal joint during standing leg rotation.* *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002 Feb;92(2):77–81.

Para determinar los movimientos relativos entre huesos es necesario usar referencias, éstas permiten cuantificar los grados de movimiento respecto a los planos cardinales. Normalmente se utilizan referencias proximales, es decir movimiento relativo de un hueso respecto a su proximal, en el caso de la mediotarsiana se toma como referencia el calcáneo 12,17,22.

Nester ⁶ en su artículo, nos describe una transición hacia un nuevo modelo biomecánico de la articulación mediotarsiana en el que un solo eje es capaz de describir todos los movimientos de esta articulación. El nuevo modelo de coordenadas propuesto por el autor incorpora al calcáneo como punto de referencia proximal que permite mantener la misma terminología clínica que estaba descrita para el modelo teórico anterior de los dos ejes (Figura 11). No estaba cambiando mucho el modelo clínico de función de la mediotarsiana, pero estaba aclarando su carácter científico, dado que nos permite establecer con claridad un vínculo entre modelos clínicos y modelos experimentales de la articulación. La terminología anterior permitía explicar un movimiento de supinación entorno al eje longitudinal y de pronación entorno al eje oblicuo, y la nueva propuesta que sustituye a la anterior sería: un movimiento de inversión en el eje X, dorsiflexión en el eje Z y abducción en el eje Y ²².

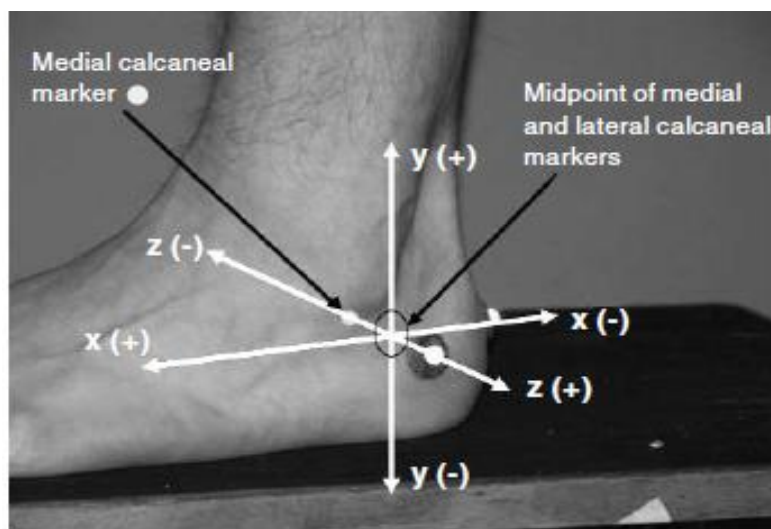


Figura 11. Nuevo modelo de coordenadas cuyo punto de referencia es calcáneo. De: Nester CJ, Findlow AH. *Clinical and experimental models of the midtarsal joint: proposed terms of reference and associated terminology.* J Am Podiatr Med Assoc. 2006 Feb;96(1):24–31.

No podemos asumir que las articulaciones como la mediotarsiana, escafo-cuneana y cuneo-metatarsal tienen poca relevancia en la funcionalidad del pie. Nester²³ estudió y describió el movimiento para cada hueso del pie durante la marcha en pies cadavéricos, encontrando conclusiones de vital importancia para la práctica clínica. Basado en los datos medios de movimiento entre el escafoide y astrágalo, primera cuña y escafoide, y primera cuña y primer metatarsiano, agrupó un total de 29, 21° en el plano sagital. Estos datos fueron comparados con la combinación de movimiento de la articulación tobillo y la articulación subastragalina, que produjo un total de 28, 81° en el plano sagital.

Cuando comparamos el conjunto de articulaciones encontramos que ambas son capaces de reproducir una cinemática de movimiento casi similar; la importancia clínica de la mediotarsiana, escafo-cuneana y cuneo-metatarsa, están en la misma escala de valor que la otorgada a la articulación subastragalina y articulación del tobillo.

También se ha demostrado que existe una coordinación en el patrón de movimiento de la articulación del tobillo y de la articulación de la mediotarsiana en el plano sagital durante la fase de despegue, destacando el papel del acortamiento del arco en la fase de propulsión²⁴.

Tras diversas investigaciones a lo largo de la dos últimas décadas se llega a la conclusión de que, la mediotarsiana tendría la capacidad de moverse en los tres planos del espacio, a través de un único eje, pudiendo tener predominancia en algún plano. La articulación tendría un eje de rotación en constante movimiento que cambian de posición en el espacio dependiendo de los movimientos, posiciones y fuerzas que actúan a través de las articulaciones del pie y la extremidad inferior durante las actividades en carga. Este eje único abarcaría el conjunto o la suma de estos tres ejes de referencia: el eje medial-lateral, el eje vertical y el eje anterior–posterior ²⁵. (Figura 12)

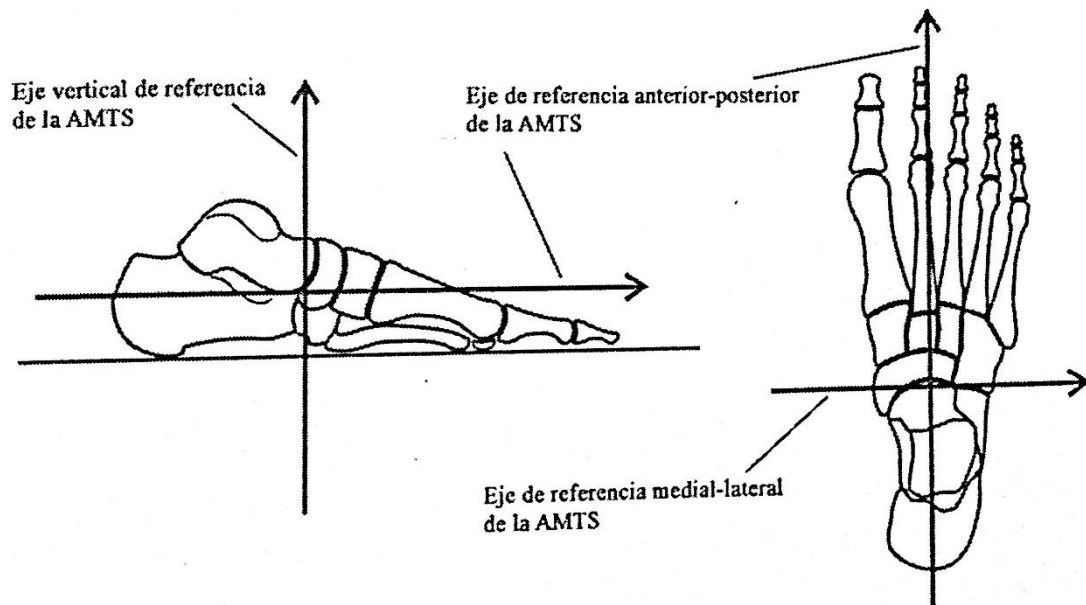


Figura 12. Eje único de la articulación mediotarsiana formado por la suma de estos tres ejes de referencia: el eje medial-lateral, el eje vertical y el eje anterior-posterior. De: Kirby KA. *Foot and Lower Extremity Biomechanics V: Precision Intracast Newsletters, 2014-2018.* Payson, USA: Precision Intracast, Inc. ; 2014. 157p:

La situación de bloqueo de la mediotarsiana durante la marcha ha sido estudiada a lo largo de las décadas por diferentes anatomistas, Manter¹⁴ introdujo la teoría de que la articulación mediotarsiana presentaba dos ejes de movimiento y que la capacidad de movimiento era dependiente de la posición de la articulación subastragalina. A raíz de esto se pensó que la situación en paralelo entre el eje astrágalo-escafoideo y el eje calcáneo-cuboideo durante la pronación de la articulación subastragalina, generaría una mayor libertad de movimiento de la articulación mediotarsiana, es decir, el antepié tendría una mayor capacidad de movimiento respecto al retropié. Se observó clínicamente que esto generaba una marcha propulsiva y con tendencia a la pronación. En sentido contrario una articulación subastragalina supinada generaría una pérdida de este paralelismo, provocando una restricción de la capacidad de movimiento de la mediotarsiana, limitando así su pronación¹⁸.(Figura 13)

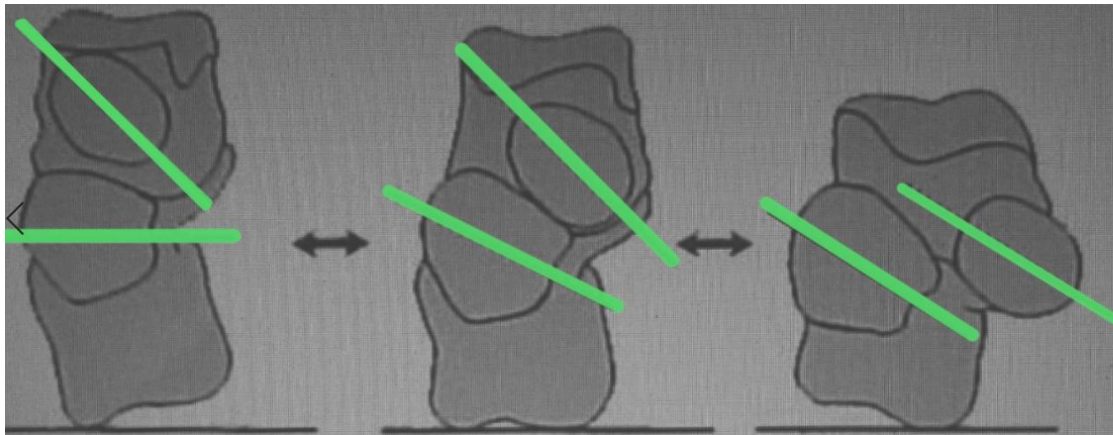


Figura 13. Representación de oblicuidad y paralelismo de la articulación mediotarsiana.

Okita²⁶ describe que la mediotarsiana mantiene todo el movimiento en cuanto a su eje en la fase media y final de la marcha, y no está bloqueada o fijada sin movimiento, rompiendo el paradigma del bloqueo de la mediotarsiana y la rigidez en la fase propulsiva. La articulación acompaña al movimiento del pie y a partir de la fase media y final vuelve a su posición original. Estos hallazgos son comunes también al estudio de Bruening²⁷ en el que compararon la cinética y la cinemática de la articulación mediotarsiana cambiando la técnica de carrera. Los corredores de antepié demostraron una mayor inversión en su contacto inicial comparado con los corredores de retropié, lo cual no reveló que la mediotarsiana permaneciera bloqueada en el plano sagital, solo muy leve en el plano transverso y frontal. La gran cantidad de movimiento en el plano sagital que ocurrió durante la fase de despegue sugiere que la mediotarsiana no estaba "bloqueada", independientemente de la técnica de carrera. Concluyeron que no hubo diferencias en la rigidez dinámica del plano sagital de la articulación.

Según describe Phan²⁸ la articulación mediotarsiana realizó un movimiento conjunto pronación de sus ejes tanto del astrágalo-escafoideo como del calcáneo-cuboideo en la fase de contacto y fase media. En la fase de despegue, la articulación astrágalo-escafoidea realizó una flexión plantar, inversión y rotación interna mientras que la articulación calcáneo-cuboidea realizó solo inversión. La articulación mediotarsiana se movió hacia una postura supinada, volviendo a su posición inicial, en lugar de generar un movimiento mínimo en la fase de despegue. La articulación tuvo libertad de movimiento en todas las fases de la marcha, más marcadas durante la fase de contacto y fase de despegue. Estos resultados muestran que el paradigma de que la articulación mediotarsiana se bloquea para dar rigidez es falso, y se mantiene en movimiento activo en todas las fases de la marcha.

Por el contrario, en el estudio de Blackwood²⁹ se mantiene la idea de que para el rango de movimiento de dorsiflexión máxima hasta la flexión plantar máxima hubo un aumento significativo del movimiento del primer, segundo y quinto metatarsianos en el plano sagital cuando el calcáneo estaba evertido al máximo, en comparación a cuando el calcáneo estaba invertido al máximo. Este estudio demostró que el movimiento del antepié está influenciado por la posición del retropie a través de la articulación mediotarsiana, específicamente en el plano sagital.

Autor	Metología	Análisis movimiento	Posición	Número de ejes
Manter (1941)¹⁴	Huesos cadaver	Varillas metálicas y trípode	Estática	Longitudinal y Oblicuo
Hicks (1953)¹⁷	Pie cadaver	Varillas metálicas Simulación pie en carga	Estática	Longitudinal y Oblicuo
Elftman (1960)¹⁸	Revisión de la teoría	-	Estática	Longitudinal y Oblicuo
Root (1977)¹⁶	Revisión de la teoría	-		Longitudinal y Oblicuo
Van Langelaan (1983)¹⁹	Pie cadaver	Rayos X	Dinámica asistida	Longitudinal y Oblicuo
Nester(2002)²⁰	Sujetos vivos	Vicon® Motion Systems	Estática y Rotación	Eje triplanar
Blackwood (2005)²⁹	Pie cadaver	Polhemus® Systems	Dinámica asistida	Longitudinal y Oblicuo
Nester (2007)²³	Pie cadaver	Vicon® Motion Systems	Dinámica asistida	Eje triplanar
Kirby (2014)³³	Revisión de la teoría	-	-	Eje medial-lateral Eje vertical Eje anterior-posterior
Chen Wang (2016)²¹	Sujetos vivos	Vicon® Motion Systems	Dinámica	Eje triplanar
Arnold (2017)²⁴	Sujetos vivos	Vicon Metrics®	Dinámica	Eje triplanar

Phan (2019)²⁸	Sujetos vivos	Fluoroscopia de alta velocidad biplanar	Dinámica	Eje triplanar
---------------------------------	---------------	---	----------	---------------

Tabla 1. Resumen de los estudios a lo largo de la historia de diferentes autores sobre la articulación mediotarsiana.

En su sentido más simple, el concepto de rigidez es la relación entre la deformación de un cuerpo y una fuerza aplicada. Es decir, es la cantidad de fuerza necesaria para conseguir un cambio de deformación o tensión en un material. En términos del cuerpo humano, la rigidez se puede describir como la combinación de todos los valores de rigidez aportados por músculos, tendones, ligamentos, cartílago y hueso. Desde una perspectiva biomecánica, el término de rigidez se calcula dividiendo el cambio de fuerza entre el cambio de longitud ($\Delta F / \Delta l$). La rigidez articular se ha introducido en el campo de la biomecánica en los últimos años como herramienta para evaluar las propiedades mecánicas de las articulaciones de la extremidad inferior y se define como relación entre el radio del momento externo aplicado a la articulación y el ángulo de la articulación, para un ángulo específico.

Algunos estudios utilizan el concepto de rigidez pasiva, que se evalúa sin actividad muscular y corresponde a la rigidez asociado con el almacenamiento de energía potencial por deformación de los tejidos blandos que rodean a la articulación. Otros estudios utilizan el concepto de rigidez dinámica (o cuasi-rigidez), que se evalúa mientras realizan actividades que requieren activación muscular, como saltar, correr y caminar. Esta rigidez dinámica combina el efecto de las fuerzas musculares, inercia, deformación de las partes blandas tejido y puede usarse como indicador de estabilidad articular ³⁰⁻³².

Cuando tenemos un pie pronado, la articulación subastragalina asume la mayoría de este movimiento con una adducción, flexión plantar y eversión de la cabeza de astrágalo, respecto a calcáneo. Como hemos explicado con anterioridad la articulación subastragalina tiene la capacidad de influir a través de la articulación astrágalo-escafoidea y de la articulación calcáneo-cuboidea en la articulación mediotarsiana.

En un pie con una localización normal del eje de la articulación subastragalina, la cabeza del astrágalo reposa dorsal y levemente medial a la articulación distal del calcáneo. En el pie pronado la cabeza del astrágalo se desplaza hacia medial y plantar alejándose de la superficie articular distal del calcáneo. Aplicando el concepto físico de momento de flexión dependiente del área trasnversa, se cree que la rigidez de la mediotarsiana esta afectada por grosor dorsal-plantar. Cuando el pie posee un eje normal de la subastragalina el grosor dorsal-plantar es mayor, debido a que la cabeza del astrágalo y la superficie articular del calcáneo suman una sección transversa mayor. Cuando el pie posee un eje medializado de la subastragalina el grosor dorsal-plantar es menor, debido a que la cabeza del astrágalo y

la superficie articular del calcáneo suman una sección transversa menor. Esto explicaría la capacidad de movimiento de la mediotarsiana en pies con ejes medializados, y la rigidez aumentada en pies con ejes normales o lateralizados ³³ (Figura 14).

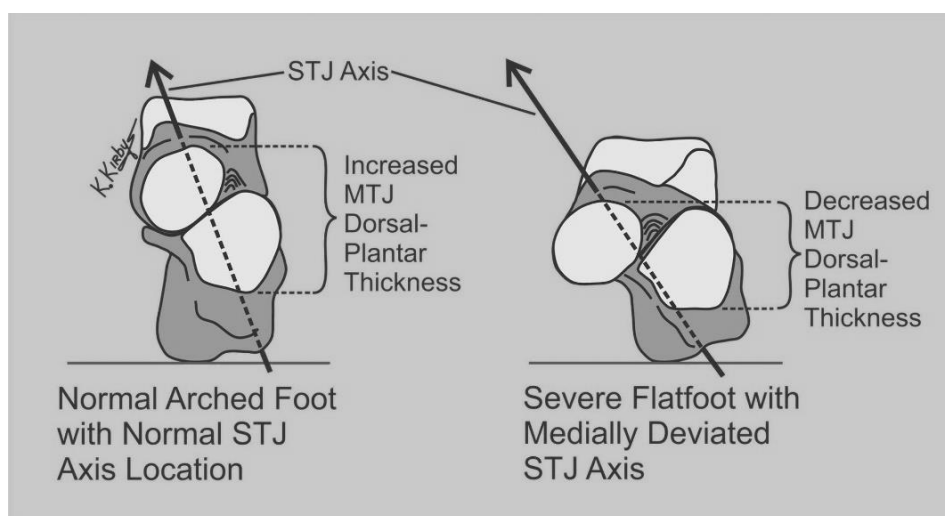


Figura 14. Representación del grosor dorso-plantar según posición del eje de la articulación subastragalina. De: Kirby KA. *Foot and Lower Extremity Biomechanics V: Precision Intricast Newsletters, 2014-2018.* Payson, USA: Precision Intricast, Inc. ; 2014. 157p.

Una vez establecido y aceptado el modelo de eje único formado por el conjunto triplanar de la mediotarsiana, y descrito que la mayor predominancia de movimiento y absorción de impacto se produce en el plano sagital con un total que oscila entre el 7% y 20% de movimiento ³⁴. Podemos decir, que es una articulación sometida a un nivel de estrés alto en la funcionalidad del pie, siendo la que concede la altura del arco interno. La altura del arco se relaciona con diversas patologías de rodillas como el síndrome patelo-femoral, Powell³⁵ encontró una relación de aumento del momento de abducción de rodilla en pies con un arco más bajo, y una relación disminuida en pies con un arco más alto. Williams³⁶ describió que los corredores con pies con arcos elevados eran capaces de generar fuerzas reactivas del suelo verticales de mayor magnitud que aquellos pies con arco más bajos, y que esto podría explicar la relación con ciertas patologías en la carrera. Está documentado la alta tasa de incidencias de esguinces laterales de tobillo que se complementan con esguinces en la articulación mediotarsiana, siendo este un total del 19%, pero otras veces pasa desapercibida y se diagnostica sólo como un esguince lateral de tobillo. La segunda afectación mayor es la fractura o dislocación de esta articulación debido algún trauma previo. Esta segunda afectación suele generar una artritis dolorosa que frecuentemente necesita de tratamiento quirúrgico para realizar una artrodesis y acabar con el dolor ³⁷.

El pie plano infantil es una alteración común del pie pediátrico, que se caracteriza por el valgo de retropié, la caída del arco longitudinal medial y la abducción del antepié. Caravaggi³⁸ estudió como afecta esta patología al desarrollo de la marcha en niños,

encontrando que la articulación mediotarsiana estaba más dorsiflexionada, evertida y abducida en los niños con pie plano infantil que la del grupo control, y mostró una reducción de la cantidad de movimiento en el plano sagital. A mayor cantidad de dorsiflexión de la mediotarsiana, mayor colapso del arco longitudinal interno y un mecanismo de windlass comprometido.

La importancia de ver cómo afecta el tratamiento ortopodológico a esta articulación es vital para el clínico dado que esta articulación presenta unas altas manifestaciones de patologías del pie y muchas de ellas están relacionadas con sus rangos de movimiento^{37,38}.

1.6 Uso de cuñas varizantes y valguizantes

El efecto terapéutico de los soportes plantares hoy día sigue siendo controvertido. Hay estudios realizados con soportes plantares que manifiestan que son capaces de generar cambios cinemáticos en las estructuras supuestamente desalineadas y otros que son capaces de generar cambios cinéticos sin alterar el movimiento, a través de cuñas varizantes o cuñas valguizantes³⁹⁻⁴¹. Nester⁴² en su estudio cuantificó el efecto de los soportes plantares con cuña varizantes y con cuña valguizante en el ángulo de desplazamiento, velocidad y aceleraciones del retropie durante la marcha. Las ortesis con cuñas varizantes disminuyeron el rango de pronación y pico de velocidad de pronación durante la fase de contacto; también disminuyeron el rango total de movimiento del retropie, mientras que las ortesis con cuñas valguizantes aumentaron el rango de pronación durante la fase de contacto y el rango total de movimiento del retropie. Estos resultados son compartidos por el estudio de Majumdar⁴³ y de McCulloch⁴⁴ en el que las ortesis con cuña varizante obtuvieron reducción de la eversión máxima de retropie tanto al caminar como al correr. Nigg⁴⁵ también obtuvo resultados muy parecidos de reducción de 1-4 grados de eversión máxima con el uso de cuñas varizantes.

Por otro lado, hay otro estudio de Nester⁴⁶ en el que manifiesta que no existen cambios cinemáticos, o apenas perceptibles provocados por las ortesis con cuña varizantes y cuñas valguizantes en rodilla, cadera y pelvis. En vista del efecto mínimo que las ortesis tuvieron en las articulaciones proximales al pie, se sugiere que las ortesis pueden tener efectos cinéticos sobre los tejidos blandos pasivos y activos de la extremidad inferior; y que ello lleve a la recuperación del paciente. Esta línea de trabajo manifiesta que el soporte plantar trabaja a nivel cinético alterando las fuerzas desencadenantes de la patología, teniendo el soporte plantar la capacidad de generar cambios en los tejidos blandos tanto del arco como del talón del paciente provocando más presión o menos en los huesos subyacente al tejido blando⁴⁷. Otros estudios como el de Toda⁴⁸ y Tateuchi⁴⁹ llevaron a cabo la colocación de cuñas

valguizantes en el retropié ,obteniendo cambios cinemáticos en articulaciones proximales como rodilla, cadera, espalda y mejoras del ángulo femoro-tibial.

Es conocido el uso de las cuñas valguizantes como tratamiento conservador para la osteoartritis medial de rodilla⁵⁰ , son numerosos los estudios que propocionan datos biomecánicos de la reducción en adducción de la rodilla con el uso de la cuña valguizante⁵¹⁻⁶¹ . No solo el efecto mecánico ha sido estudiado, sino tambien como afecta al dolor del paciente con osteoartritis medial. Los resultados de los estudios de Felson⁶², Hunt⁶³, Hisieh⁶⁴, Lewinson⁶⁵ y Hatef⁶⁶ demuestran una mejora del dolor con el uso de la cuña valguizante, por el contrario el estudio de Campos⁶⁷ revela que no se obtuvieron mejorías en la escala de dolor con el uso de la cuña valguizante. Se cree que el uso de la cuña valguizante puede tener efectos perjudiciales en otras articulaciones al alterar el espacio de la cavidad articular, el estudio de Arazpour⁶⁸ no encontró cambios significativos en el espacio articular del tobillo y de la cadera con el uso de las cuñas valguizantes, dejando evidencia de que su uso era indicado en pacientes con osteoartritis medial de rodilla. Por otra parte, si existe evidencia de que las cuñas valguizantes tiene capacidad de aumentar la cantidad de eversión que realiza el tobillo y la articulación subastragalina con su uso⁶⁹⁻⁷¹. En el estudio de Hatfield⁷² también encontró una afectación de la eversión conjunta de 4,3 grados, y por el contrario el estudio de Jin⁷³ reveló que el uso de cuñas valguizantes redujo el momento pronador del tobillo.

1.7 Tecnología y sistema de movimiento.

Corwan y McPoil ^{74,75} llevaron a cabo dos estudios muy parecidos al que se ha desarrollado en la presente investigación, sobre del movimiento relativo de los huesos de la tibia, el calcáneo, el escafoides y el primer metatarsiano. No llevaron a cabo el uso de cuñas varizantes o valguizantes, solo registraron los movimientos de los huesos durante la marcha. Analizaron el posicionamiento a través de unos sensores electromagnéticos, que recogían el movimiento triplanar de cada hueso. Este sistema llamado 6 SpaceFastrak Polhemus® demostró una alta fiabilidad y obtuvieron datos similares a estudios anteriores respecto a los movimientos⁷⁶⁻⁷⁸. Dado que Corwan y McPoil usaron como herramienta válida el sistema 6 SpaceFastrak Polhemus® para analizar el desplazamiento de calcáneo y escafoides, justificamos su uso para medir el efecto que las cuñas de retropié varizantes y cuñas valguizantes tienen sobre esfoides y calcáneo.

1.8 Justificación del estudio

Dado que hay estudios que hablan de la generación de los cambios cinemáticos que las cuñas producen en las articulaciones^{39-41,46,47} pero también existen autores que consideran que el efecto ortopédico de ellas sólo es cinético^{44,45,48}, consideramos que es importante arrojar luz sobre esta controversia científica a este respecto. Es por ello que en este estudio queremos medir el efecto cinemático que las cuñas de retropié varizantes y valguizantes tienen sobre el escafoides y calcáneo. Con unos grosores de cuñas de 4 mm, 7mm y 10mm.

Las cuñas varizantes están consensuadas como el tratamiento de elección para pies valgos⁷⁹. Los pacientes que han recibidos soportes plantares con esta modificación han manifestado mejorías de sus patologías, suponiendo que el efecto puede ser tanto cinético como cinemático. Aumentando los momentos varizantes o alineando el astrágalo y el calcáneo⁸⁰⁻⁸². El estudio de Shih⁸³ revela el efecto terapéutico no solo en el pie sino también en la mejora del dolor anterior de rodilla con el uso de cuña varizante.

Dado el interés que generan estas correcciones en el retropié, y su demostrado beneficio, no existen estudios que revelen el funcionamiento de esta corrección en otras zonas del pie. Conocer los movimientos de escafoides y calcáneo cobran vital importancia para el clínico dado que muchas patologías son tratadas atendiendo a la posición de ambos huesos.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

2. Pregunta de investigación

¿Las cuñas de retropié varizantes y valguizante, producen el mismo efecto de movimiento en el escafoides que en el calcáneo, medido con el dispositivo de movimiento 6 SpaceFastrak Polhemus® según el modelo multiaxialtriplanar frente a la condición basal descalzos?

HIPÓTESIS

3. Hipótesis del estudio

2.1 Hipótesis conceptual (H1)

Las cuñas de retropié varizantes y valguizantes producen el mismo efecto proporcional de movimiento posicional en el calcáneo y en el escafoides respectivamente, según el modelo multiaxialtriplanar frente a la condición basal descalzos en estática.

Hipótesis nula(H0)

Las cuñas de retropié varizantes y valguizantes no producen el mismo efecto proporcional de movimiento posicional en el calcáneo y en el escafoides respectivamente, según el modelo multiaxialtriplanar frente a la condición basal descalzos en estática.

Hipótesis alternativa

El escafoides y el calcáneo sufren el mismo efecto proporcional de movimiento posicional bajo los efectos de las cuñas varizantes y valguizantes estadísticamente significativo, según el modelo multiaxialtriplanar frente a la condición basal descalzos en estática.

OBJETIVOS

4. Objetivos

2.2 Objetivo general

Medir el efecto que las cuñas retropié varizantes y valguizantes tienen sobre el escafoides y el calcáneo respectivamente, según el modelo multiaxial triplanar frente a la condición basal descalzos en estática.

2.3 Objetivos específicos

1. Determinar el movimiento en el eje X, eje Y y eje Z del **escafoides** tras añadir una **cuña varizante** de 4mm, 7mm y 10mm a un pie descalzo en **bipedestación** frente a la condición basal descalzos en estática.

2. Determinar el movimiento en el eje X, eje Y y eje Z del **calcáneo** tras añadir una **cuña varizante** de 4mm, 7mm y 10mm a un pie descalzo en **bipedestación** frente a la condición basal descalzos en estática.

3. Establecer la relación de movimiento entre los tres planos del espacio del **calcáneo** con respecto al **escafoides** al añadir **cuñas varizantes** de 3mm, 6mm y 9mm en bipedestación en estática.

4. Determinar el movimiento en el eje X, eje Y y eje Z del **escafoides** tras añadir una **cuña valguizante** de 4mm, 7mm y 10mm a un pie descalzo en **bipedestación** frente a la condición basal descalzos en estática.

5. Determinar el movimiento en el eje X, eje Y y eje Z del **calcáneo** tras añadir una **cuña valguizante** de 4mm, 7mm y 10mm a un pie descalzo en **bipedestación** frente a la condición basal descalzos en estática.

6. Establecer la relación de movimiento entre los tres planos del espacio del **calcáneo** con respecto al **escafoides** al añadir cuñas **valguizantes** de 4mm, 7mm y 10mm en **bipedestación** en estática.

3. Aplicabilidad y utilidad de los resultados

La articulación mediotarsiana medial, compuesta por astrágalo y escafoides, constituye una localización frecuente de compensaciones patológicas en el pie, todo esto es debido a su gran capacidad de movimiento en el espacio^{6,23,33}. Las cuñas varizantes y valguizantes están descritas principalmente para actuar en la articulación subastragalina, compuesta por astrágalo y calcáneo, a través de sus momentos eversores o inversores en calcáneo, corrigiendo las compensaciones patológicas del pie^{42-44,46}. Conocer el efecto terapéutico de estas cuñas sobre la articulación mediotarsiana aporta a los podólogos una herramienta con capacidad de actuar en dos articulaciones al mismo tiempo.

MATERIAL Y MÉTODO

5. Material y método

5.1 Tipo de diseño

Se diseñó un estudio observacional transversal analítico con un muestreo probabilístico controlado aleatorio simple; el grupo control estuvo formado por los sujetos decalzos en bipedestación como condición basal, y el grupo experimental serán los mismos sujetos, pero con la aplicación de los diferentes tipos de cuñas.

5.2 Población de estudio

Se siguieron los criterios de ética y humanidad según la Declaración de Helsinki. El presente estudio obtuvo la aprobación del comité de ética del Hospital Universitario Ntra Sra de Valme (Sevilla), con el código de registro 1541-N-20.(Anexo 1)

El origen de la población de estudio fueron los pacientes del Servicio de Podología del Hospital San Agustín de Dos Hermanas (Sevilla) desde septiembre de 2018 hasta julio de 2021. Por escrito y verbalmente, aceptaron voluntariamente participar y firmaron un documento de consentimiento informado (Anexo 2.) Todos los sujetos fueron informados de la confidencialidad de sus datos en base a la normativa legal vigente (Ley Orgánica 15/99 de 13 de diciembre).

5.2.1. Tamaño muestral

La Universidad Complutense de Madrid realizó la evaluación estadística para calcular el tamaño muestral necesario en este estudio y poder detectar las diferencias en la posición del escafoides y el calcáneo con el uso de diferentes tipos de cuñas de retropié frente a condición descalza. Se consultaron los datos del uso del 6 SpaceFastrak Polhemus®⁷⁸ que obtuvo datos significativos para la abducción de la falange del primer dedo, mostrando un aumento de $1.31 \pm 0.46^\circ$ ($p < 0.05$) después de la cuña del talón de 3 cm. Se obtuvieron datos significativos para el valgo del primer metatarsiano añadiendo una altura de cuña en el talón de 3 cm, concretamente $2,15 \pm 0,10^\circ$ ($p < 0,001$). Se necesitaron 60 sujetos con un poder estadístico del 80%, $\beta = 20\%$, $\alpha = 0,05$ y un intervalo de confianza (IC) = 95%. Se agregaron un total de 85 sujetos, debido a la pérdida común de sujetos en torno al 20%.

5.2.2. Criterios de inclusión

(1) Sujetos de ambos sexos mayores de 18 años; (2) sujetos con pie un neutro (0 a +5) según lo determinado por el Índice de Postura del Pie⁸⁴; (3) sujetos que no han tenido lesiones en las extremidades inferiores en los últimos 12 meses; (4) sujetos con tallas de zapato entre el número 39 y el número 43, según la validación de la Unión Europea (1 punto París = 6,66 mm); (5) los sujetos no han usado órtesis de pie con anterioridad; (6) aceptación a participar en el estudio habiendo firmado previamente el consentimiento informado.

5.2.3. Criterios de exclusión.

Los sujetos fueron excluidos si mostraban alguna de las siguientes características, según Murphy⁸⁵: Presentar patologías diagnosticadas, previa cirugía en miembro inferior, mala alineación genu varo, genu valgo, genu recurvatum, genuflexum, presencia de disimetrías, presencia de morfologías en el pie (cavo, plano, valgo o supinado) y presencia de hiperlaxitud ligamentosa.

5.3 Variables analizadas

5.3.1 Variables independientes

La variable independiente es el grosor de la cuña y estuvo marcada por siete correcciones diferentes.

- | | |
|--------------------------|----------------------------|
| 1. Descalzo sin cuña. | 5. Cuña valguizante 4 mm. |
| 2. Cuña varizante 4 mm. | 6. Cuña valguizante 7 mm. |
| 3. Cuña varizante 7 mm. | 7. Cuña valguizante 10 mm. |
| 4. Cuña varizante 10 mm. | |

5.3.2. Variables dependientes.

- Variables de movimientos del **escafoides**

Movimiento alrededor del eje X: eje antero-posterior

8. variable X1 + (varo).

9. variable X1 - (valgo).

Movimiento alrededor del eje Y: eje: dorso-plantar

10. variable Y1 + (abducción)

11. variable Y1 - (adducción)

Movimiento alrededor del eje Z: eje medial-lateral:

12. variable Z1. + (flexión dorsal).

13. variable Z1. - (flexión plantar).

Plano predominante

14. variable plano frontal (eje X1).

15. variable plano transverso (eje Y1).

16. variable plano sagital (eje Z1).

- Variables de movimientos del **calcáneo**

Movimiento alrededor del eje X: eje antero-posterior

17. variable X2 + (varo).

18. variable X2 - (valgo).

Movimiento alrededor del eje Y: eje: dorso-plantar

19. variable Y2 + (abducción)

20. variable Y2 - (adducción)

Movimiento alrededor del eje Z: eje medial-lateral:

21. variable Z2. + (flexión dorsal).

22. variable Z2. - (flexión plantar).

Plano predominante

23. variable plano frontal (eje X2).

24. variable plano transverso (eje Y2).

25. variable plano sagital (eje Z2).

5.3.3. Variables moduladoras.

26.Edad: Medida en años (cuantitativa continua).

27.Sexo: Mujer / hombre (cualitativa dicotómica).

28.Altura: Medida en centímetros (cuantitativa continua).

29.Peso: Medida en kilogramos (cuantitativa continua).

30.Índice de masa corporal (IMC) (cuantitativa continua). Se calculó según la fórmula: peso (kg)/talla² (m).

5.4. Procedimiento y Medición

Las mediciones de los movimientos del hueso escafoides y calcáneo se realizaron con el dispositivo de seguimiento 6 SpaceFastrak (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA). Este sistema consta de cuatro partes: un módulo transmisor, un módulo receptor y dos sensores (Figura 15). El transmisor de 120 Hz localiza y registra la señal de los sensores. Luego, se transforma digitalmente por el software FT3HostSWCD-2.1.0, y finalmente da un resultado de la orientación espacial de cada sensor. Se utilizaron dos sensores: el sensor uno se colocó alineado con la parte posterior del hueso del calcáneo, y se colocó el sensor dos en la parte medial del tubérculo de escafoides. El sensor del calcáneo se utilizó como referencia proximal de movimiento, y se utilizó el sensor del escafoides como referencia distal de movimiento (Figura 16). Este dispositivo se basa en la emisión de un campo electromagnético de baja frecuencia. Dentro del campo electromagnético generado, es posible localizar la posición y orientación de los sensores que registran dinámicamente sus coordenadas cartesianas (X,Y,Z) en tiempo real. El sensor tiene una precisión de 0,15° de orientación y 0,8 mm en estático, gracias este sistema integrado. El área alcanzada entre el sensor y el transmisor es de 0,76 m y con una capacidad de precisión reducida a los 3,05 m. La capacidad de resolución es de 0,5 mm/m de posición , 0,025° en orientación y un error de 1,6%^{74,75,78}.



Figure 15. Sistema 6 SpaceFastrak Polhemus®. De izquierda a derecha: módulo receptor, dos sensores, módulo emisor.



Figura 16. El sensor uno se colocó en la parte posterior del calcáneo, y el sensor dos se colocó en la parte medial del escafoides.

Los sujetos del estudio se midieron en un pasillo elevado de 6 m de largo, con el transmisor electromagnético en el medio del pasillo y colocado del suelo a 96 cm. Se les pidió a los sujetos que no llevaran objetos metálicos en la parte superior que causaran distorsión de los datos. Se utilizó una frecuencia de 60 Hz en los sensores ⁷⁵. El procedimiento consistía en colocar al paciente en una camilla y marcar los puntos óseos de interés marcados con un lápiz demográfico. Los sitios anatómicos elegidos tenían el mínimo de tejido blando suprayacente, luego se colocó al sujeto en bipedestación descalzo y se midió el índice de

postura del pie. Si el sujeto cumplía con los criterios de inclusión de pie en carga, se fijaban los sensores a cada área marcada. Para sujetar el sensor se fijo primero con cinta de doble cara y en segundo lugar con Hypafix®⁷⁸.

Antes de comenzar a registrar datos, cada sensor se calibró con los sujetos cerca del transmisor electromagnético, y para establecer una posición de referencia se respetó su ángulo de marcha en estática en una posición relajada. Este valor de referencia "cero" y esta posición se utilizó para comparar con las medidas posteriores⁷⁵. El movimiento en el eje anterior-posterior (X) se definió como varo/valgo, el movimiento sobre el eje medial-lateral (Y) se definió como flexión dorsal y flexión plantar, y el movimiento en el eje dorsal-plantar (Z) se definió como abducción y aducción.

Las mediciones se realizaron en las mismas condiciones ambientales, teniendo especial cuidado de no tener elementos electromagnéticos distorsionadores cerca, como dispositivos electrónicos y objetos metálicos o derivados, dados los efectos negativos que esto tendría en la recogida de datos según las instrucciones del fabricante y la propia comprobación de campo. Se realizaron tres mediciones en estática para cada situación. Primero, se midió la posición del escafoides y calcáneo descalzo; en segundo lugar, se hicieron las mediciones bajo los efectos de las diferentes cuñas, de manera aleatoria. Esto dió como resultado un total de siete mediciones, tres para el uso de cuñas varizantes (4 mm, 7 mm y 10 mm), tres para el uso de cuñas valguizantes (4 mm, 7 mm y 10 mm) y una descalza. Todas las pruebas se realizaron colocando la misma cuña en el pie contralateral para no interferir con el equilibrio del paciente durante la prueba o con la diferencia en la distribución de cargas entre ambos pies.(Figura 17 y Figura 18)



Figura 17: Cuñas de retropié valgizantes colocadas debajo de calcáneo.



Figura 18: Cuñas de retropié varizantes colocadas debajo de calcáneo.

5.5. Materiales

Las cuñas fueron realizadas por el investigador principal (A.G.C.), que cuenta con 10 años de experiencia en ortopodología. Se utilizó la cubierta azul superior en todos los grosores de las cuñas varizantes para evitar que el sujeto identificara la cantidad de corrección que se añadió y la cubierta rosa superior en todos los grosores de las cuñas valguizantes. La cuña estaba compuesta por un material de Shore 70^a de etileno-acetato de vinilo (EVA). Se usaron cuñas con espesores de 4 mm, 7 mm, y 10 mm, basado en estudios previos ^{32,42,51,70,77,86} (Figura 19 y Figura 20).



Figura 19: Cuñas varizantes de retropié de 4mm, 7mm y 10mm.

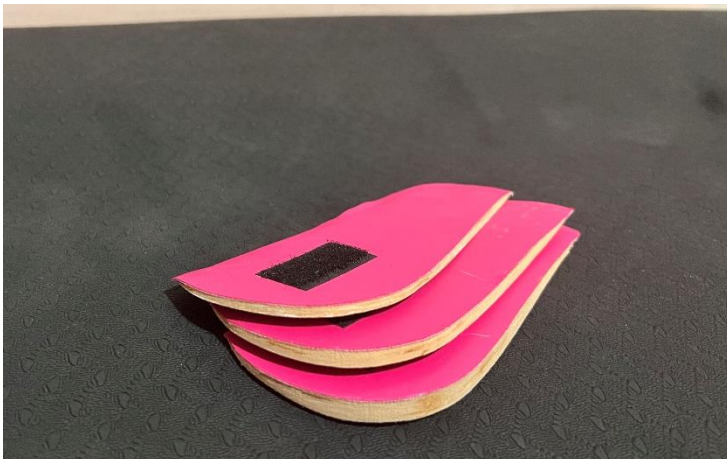


Figura 20: Cuñas valguizantes de retropié de 4mm, 7mm y 10mm.

5.6 Análisis estadístico

La unidad estadística de la Universidad Complutense de Madrid realizó el análisis estadístico utilizando SPSS Versión 20.0 para Windows (IBM Corp., Armonk, NY, USA) para evaluar si los datos se distribuyeron de manera normal. Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov, con un resultado de una distribución no normal ($p < 0,05$). Se usó la prueba de Friedman pareada para corregir las comparaciones múltiples de los valores p , y para mostrar que las cuñas fueron diferentes entre sí. La prueba de Wilcoxon con correlaciones bivariadas se utilizó para determinar si se detectaron cambios significativos en el movimiento entre las cuñas y la posición descalzos.

ARTÍCULO 1

Article

Kinematic Effect on the Navicular Bone with the Use of Rearfoot Varus Wedge

Álvaro Gómez Carrión ¹, Maria de los Ángeles Atín Arratibel ¹, Maria Rosario Morales Lozano ¹, Carlos Martínez Sebastián ¹, Blanca de la Cruz Torres ² and Rubén Sánchez-Gómez ^{1,*}

¹ Nursing Department, Faculty of Nursing, Physiotherapy, and Podiatry, Universidad Complutense de Madrid, 28040 Madrid, Spain; alvaroalcore@hotmail.com (Á.G.C.); matin@ucm.es (M.d.l.Á.A.A.); rrmorales@ucm.es (M.R.M.L.); carlos_mar_seb@hotmail.com (C.M.S.)

² Department of Physiotherapy, University of Seville, c/Avicena, s/n, 41009 Seville, Spain; bcruz@us.es

* Correspondence: rusanc02@ucm.es

Abstract: Background: The rearfoot varus wedge (RVW) is a common treatment for foot pain and valgus deformity. There is research on its effects in the calcaneus, but there is little research on the navicular. More research is needed with the use of RVW due to the relationship that exists between the position of the navicular and the risk of suffering an injury. Objectives: this study sought to understand how RVW can influence the kinematics of the navicular bone, measuring their movement with the 6 SpaceFastrak system. Methods: a total of 60 subjects participated in the study. Two sensors were used to measure the movement of the calcaneus and navicular using RVWs as compared in the barefoot position in a static way. Results: there were statistically significant differences, the use of RVWs caused changes in the navicular bone, with subjects reaching the maximum varus movement with the use of RVW 7 mm of $1.35 \pm 2.41^\circ$ ($p < 0.001$), the maximum plantar movement flexion with the use of RVW 10 mm of $3.93 \pm 4.44^\circ$ ($p < 0.001$). Conclusions: when RVWs were placed under the calcaneus bone, the navicular bone response was in varus movement too; thus, the use of rearfoot varus wedge can influence the movement of the navicular bone.

Keywords: rearfoot varus wedge; navicular bone; calcaneus bone; midfoot joint; midtarsal joint; foot orthosis; Polhemus device



Citation: Gómez Carrión, Á.; de los Ángeles Atín Arratibel, M.; Morales Lozano, M.R.; Martínez Sebastián, C.; de la Cruz Torres, B.; Sánchez-Gómez, R. Kinematic Effect on the Navicular Bone with the Use of Rearfoot Varus Wedge. *Sensors* **2022**, *22*, 815. <https://doi.org/10.3390/s22030815>

Academic Editor: Marco Iosa

Received: 15 December 2021

Accepted: 19 January 2022

Published: 21 January 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

A flat foot is a biomechanical condition characterized by a low medial arch, increased calcaneus eversion, and abduction of the forefoot [1]. The navicular bone is part of the midtarsal joint, specifically of the talo-navicular joint, and is the most important bone in the height of the arch of the foot [2]. The condition of pronated foot affects the height of the navicular and is related to pathologies among others such as medial tibial stress syndrome [3], patellofemoral pain syndrome [4], tibial posterior dysfunction [5], and plantar fasciitis [6].



Foot orthoses are commonly used for the management of lower limb lesions, the main effect being kinematic change such as reduction of the peak of the rearfoot eversion and the tibial internal rotation [7]. Nester et al. [8] quantified the effect of the foot orthoses with a varus wedge, decreasing the pronation range and peak pronation velocity during the contact phase; they also decreased the total range of motion of the rearfoot. These results were duplicated in the studies by Majumdar et al. [9] and McCulloch et al. [10] in which foot orthoses with a varus wedge obtained a reduction in maximum rearfoot eversion when walking and running. The therapeutic effect of foot orthoses is still controversial today. It is common in the use of pathologies, such as patellofemoral pain syndrome, where they can change ankle joint motion, angular impulses [11], and sagittal plane biomechanics [12] during walking and stair ambulation in individuals. Its use has also been demonstrated in the improvement of medial tibial stress syndrome [13]. A few studies have shown that

ARTÍCULO 2



Article

Changes in the Kinematics of Midfoot and Rearfoot Joints with the Use of Lateral Wedge Insoles

Álvaro Gómez Carrión, Maria de los Ángeles Atín Arratibe, Maria Rosario Morales Lozano, Carmen Martínez Rincón, Carlos Martínez Sebastián, Álvaro Saura Sempere, Almudena Nuñez-Fernandez  and Rubén Sánchez-Gómez * 

Nursing Department, Faculty of Nursing, Physiotherapy and Podiatry, Universidad Complutense de Madrid, 28040 Madrid, Spain; alvaroalcore@hotmail.com (Á.G.C.); matin@ucm.es (M.d.l.Á.A.A.); rmorales@ucm.es (M.R.M.L.); nutrias@ucm.es (C.M.R.); carlos_mar_seb@hotmail.com (C.M.S.); alvarosaura@gmail.com (Á.S.S.); almnun01@ucm.es (A.N.-F.)

* Correspondence: rusanc02@ucm.es



Citation: Gómez Carrión, Á.; Atín Arratibe, M.d.l.Á.; Morales Lozano, M.R.; Martínez Rincón, C.; Martínez Sebastián, C.; Saura Sempere, Á.; Nuñez-Fernandez, A.; Sánchez-Gómez, R. Changes in the Kinematics of Midfoot and Rearfoot Joints with the Use of Lateral Wedge Insoles. *J. Clin. Med.* **2022**, *11*, 4536. <https://doi.org/10.3390/jcm11154536>

Academic Editors: Umile Giuseppe Longo and Vincenzo Denaro

Received: 18 July 2022

Accepted: 2 August 2022

Published: 3 August 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The lateral wedge insole (LWI) is a typical orthopedic treatment for medial knee osteoarthritis pain, chronic ankle instability, and peroneal tendon disorders. It is still unknown what the effects are in the most important joints of the foot when using LWIs as a treatment for knee and ankle pathologies.

Objectives: The aim of this study was to determine the influence of LWIs on the position of the midfoot and rearfoot joints by measuring the changes using a tracking device. **Methods:** The study was carried out with a total of 69 subjects. Movement measurements for the midfoot were made on the navicular bone, and for the rearfoot on the calcaneus bone. The Polhemus system was used, with two motion sensors fixed to each bone. Subjects were compared by having them use LWIs versus being barefoot.

Results: There were statistically significant differences in the varus movement when wearing a 4 mm LWI ($1.23 \pm 2.08^\circ$, $p < 0.001$) versus the barefoot condition ($0.35 \pm 0.95^\circ$), and in the plantar flexion movement when wearing a 4 mm LWI ($3.02 \pm 4.58^\circ$, $p < 0.001$) versus the barefoot condition ($0.68 \pm 1.34^\circ$), in the midfoot. There were also statistically significant differences in the valgus movement when wearing a 7 mm LWI ($1.74 \pm 2.61^\circ$, $p < 0.001$) versus the barefoot condition ($0.40 \pm 0.90^\circ$), and in the plantar flexion movement when wearing a 4 mm LWI ($2.88 \pm 4.31^\circ$, $p < 0.001$) versus the barefoot condition ($0.35 \pm 0.90^\circ$), in the rearfoot. **Conclusions:** In the navicular bone, a varus, an abduction, and plantar flexion movements were generated. In the calcaneus, a valgus, an adduction, and plantar flexion movements were generated with the use of LWIs.

Keywords: midfoot joint; rearfoot joint; navicular; calcaneus; lateral wedge insoles; Polhemus device; tracking device

1. Introduction

Lateral wedge insoles (LWIs) are specific orthopedic treatments indicated to treat several lateral foot pathologies, such as ankle sprains [1]. An ankle sprain is a common injury in competitive athletes in both sports and military activities [2]. Ankle sprains account for 7.3% of all college sports injuries [3], and for the highest share of ultra-endurance racing injuries (at 28.6%) [4]. The peroneal tendons are responsible for stabilizing the ankle and preventing the inversion of the foot [5]; therefore, they can also be injured during an ankle sprain [6]. When performing sports activities where there are jumps, sprints, or landings, the ankle and rearfoot are placed in plantar flexion and varus positions. These two positions can cause an ankle sprain; thus, LWIs could be recommended to avoid them [6–8]. It has been shown that a “high vertical peak of ground reactive forces” is considered to be a factor in the appearance of sprains [9,10]. Furthermore, when there is a greater height of the midfoot, this vertical peak GRF is greater than that for the lower midfoot [11]. The navicular bone is the most important part of the arch of the foot,

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio se discutirán de manera aislada en cada segmento óseo , por lo que se mencionarán los datos más relevantes para el hueso de **escafoides** y para el hueso de **calcáneo**, y el efecto significativo de cada cuña **varizante/valguizante** en cada uno de los huesos.

El uso de cuñas en los soportes plantares se ha estado usando en las últimas décadas para el tratamiento de numerosas patologías ya que, son el tratamiento de elección en patologías musculoesqueléticas del miembro inferior³⁸⁻⁴⁴, aunque su efecto terapéutico y biomecánico no se conoce al completo .

En este sentido, el estudio del efecto terapéutico de las cuñas valguizantes para patologías de osteoartritis medial de rodilla tiene un amplio recorrido de investigación a lo largo de los últimos años. Se han recogido resultados favorables en la disminución de la gravedad del dolor de rodilla con su uso en diversos estudios como los de Felson⁶², Hunt⁶³ Hsieh⁶⁴, Hatef⁶⁶, así como cambios biomecánicos en los estudios de Hinman⁵⁴, Alshawabka⁵⁵, Butler⁵⁶, Schmalz⁵⁷, Maly⁵⁸, Arazpour⁵⁹, Russel⁶⁰ , Yeh⁶¹, Arazpour⁶⁸, Jones⁷¹, Jin⁷³ , donde han obtenido resultados muy favorables de cambios en los factores patomecánicos de la patología.

Debido a que existen diferencias entre los estudios encontrados y nuestros resultados en cuanto a la metodología, habrá datos que no se podrán comparar con otros autores, ya que no se especifican si se produce en cadena cinética cerrada, o abierta, si la cuña está adherida a una plantilla estándar o a una plantilla personalizada o si sólo está formada por una cuña aislada. También encontraremos estudios, que describen el efecto de las cuñas en otras localizaciones externas al pie, con lo cual podremos comparar el efecto terapéutico en otras zonas como **escafoides**, actuando con la cuña en **calcáneo**, pero no hemos podido encontrar autores que hagan esta comparativa, por lo que hablaremos de efecto generalizado en otras localizaciones como la rodilla, o la cadera cuando comparemos con nuestro estudio.

Estructuraremos la presente discusión en dos grandes bloques :

El BLOQUE I, con los valores referentes a las cuñas varizantes

El BLOQUE II, con los valores referentes a las cuñas valguizantes

6. Discusión

6.1. BLOQUE I.- CUÑAS VARIZANTES

6.1.1. Movimiento en adducción/abducción de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

En la figura 21 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano transversal con el uso de cuñas varizantes es el de la **abducción**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas varizantes, siendo siempre estos valores mayores que los de la **adducción**.

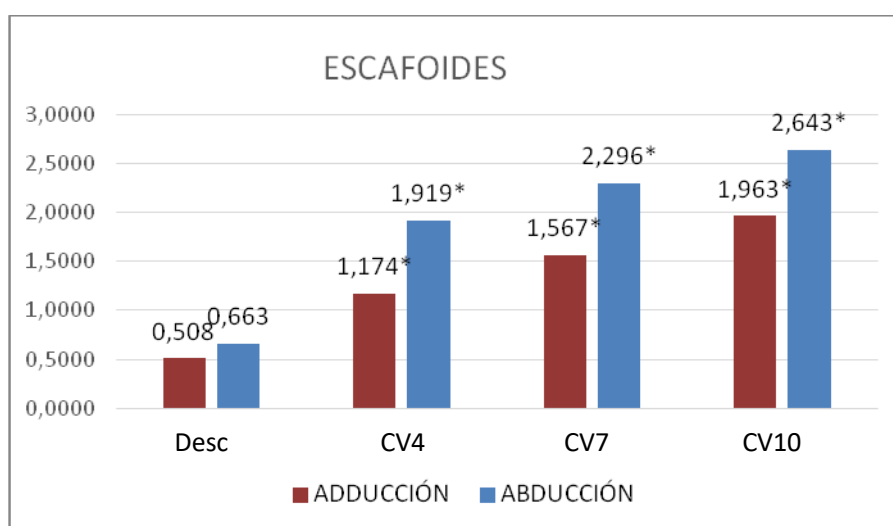


Figura 21. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; **Desc.** Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas varizantes en el plano transversal fueron todos significativos ($p < 0,05$) con respecto a la condición de descalzos, lo que indica que el uso de cuñas varizantes puede generar movimientos en varo y en valgo, dada la alta sensibilidad de los sensores⁷⁸ y el efecto de inestabilidad del uso de cuñas aisladas sin calzado. Los datos registrados de pequeñas oscilaciones

en los sensores pueden dar como resultados la dispersión de los datos de la muestra para este movimiento.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **escafoides** en **adducción** y **abducción** en carga estática, por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

6.1.2. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

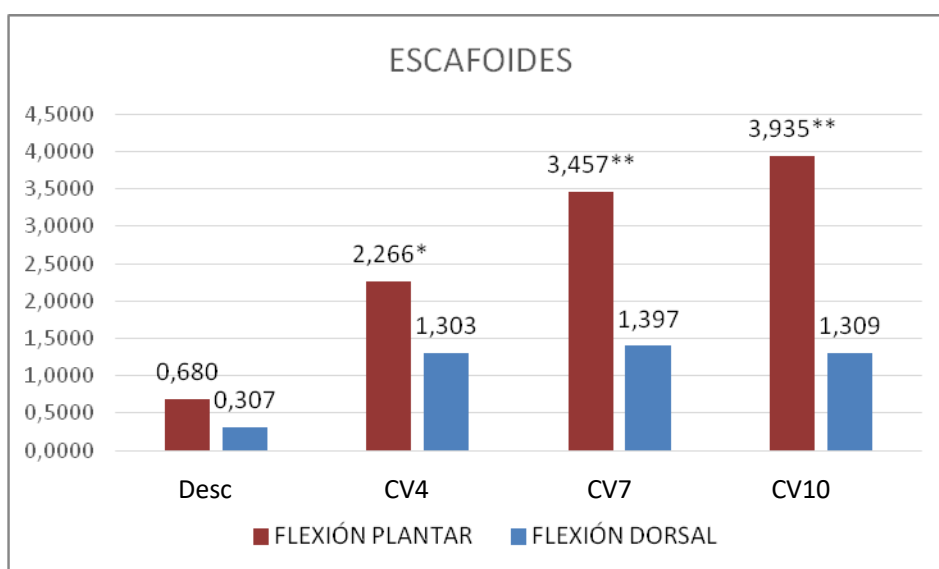


Figura 22. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión plantar y flexión dorsal de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con ******.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *****.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; **Desc.** Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm.

En la figura 22 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano sagital con el uso de cuñas varizantes es el de la **flexión plantar**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas varizantes, siendo siempre estos valores mayores que los de la flexión dorsal, cuyos valores además no son estadísticamente significativos.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas varizantes en el plano sagital fueron todos muy significativos ($p < 0,001$), lo que indica que el uso de cuñas varizantes puede generar movimientos en una dirección predominante.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **escafoides** en **flexión plantar** y en **flexión dorsal** en carga, por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

6.1.3. Movimiento en varo/valgo de escafoides con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

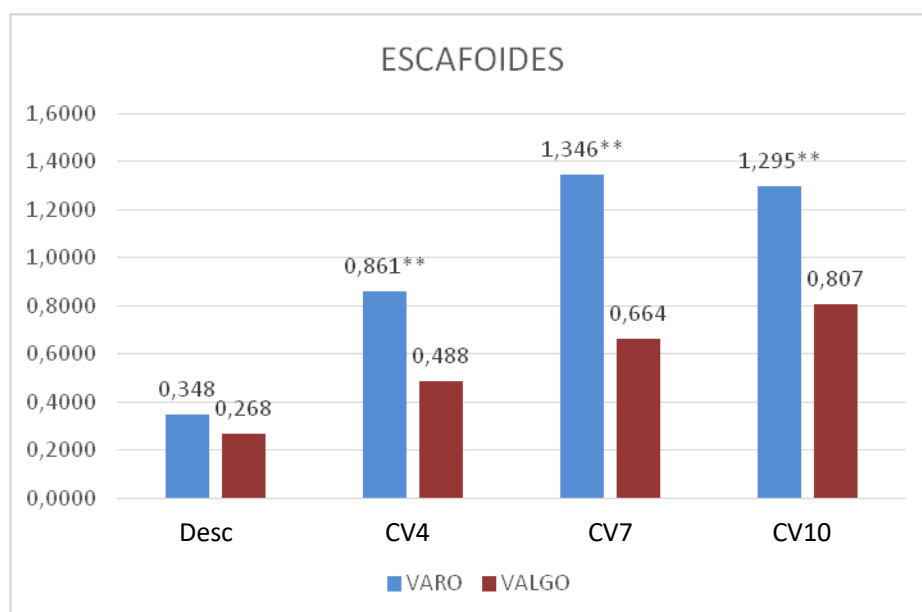


Figura 23. Gráfica resumen de los grados de movimiento en varo y valgo de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm.

En la figura 23 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano frontal con el uso de cuñas varizantes es el de **varo**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se aumenta

la altura de las cuñas varizantes, siendo siempre estos valores mayores que los del **valgo**, cuyos valores además no son estadísticamente significativos. Siendo la más alta con la cuña varizante de 7mm.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas varizantes en el plano frontal fueron todos muy significativos ($p < 0,001$), lo que indica que el uso de cuñas varizantes puede generar movimientos en una dirección y muy leves en otra, debido a su sensibilidad.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **escafoides** en **varo** y en **valgo** en carga, por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

A modo de resumen podríamos afirmar que, con la adición **de cuñas varizantes en el calcáneo** en carga estática, **el escafoides** se comporta moviéndose **en abducción, en flexión plantar y en varo.**

6.1.4. Movimiento en adducción/abducción de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

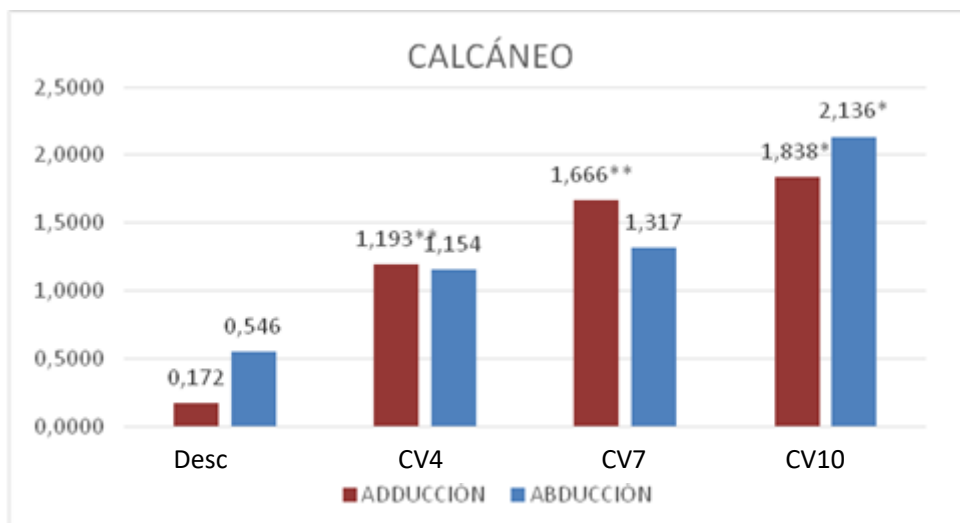


Figura 24. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas;- Desc. Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm

En la figura 24 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano transversal con el uso de cuñas varizantes es el de la **adducción** para las cuñas de 4mm y 7mm de manera muy significativa, pero para la cuña de 10mm el movimiento que se produce es significativo en tanto en **adducción** como en **abducción**.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas varizantes en el plano frontal fueron muy significativos ($p < 0,001$) para el uso de cuña varizante de 4mm y de 7mm, lo que indica que el uso de cuñas varizantes genera movimientos en una dirección como la **adducción**. La alta sensibilidad de medición del aparato usado en el presente trabajo a veces ofrece resultados algo contradictorios según lo esperado; la tendencia que ofrece el movimiento del calcáneo con el uso de cuñas varizante es a varo, como así muestra la significación de ambos movimientos (ADD y ABD) con el

groso de 10mm; podemos desestimar la información relativa al movimiento predominante de ABD con la CS10 dado que la medición de su movimiento homólogo en CS4 y CS7, no es significativa y podría deberse a un sesgo de medición fruto de la alta sensibilidad del dispositivo.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **calcáneo** en **adducción** y en **abducción** en carga ,por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

6.1.5. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

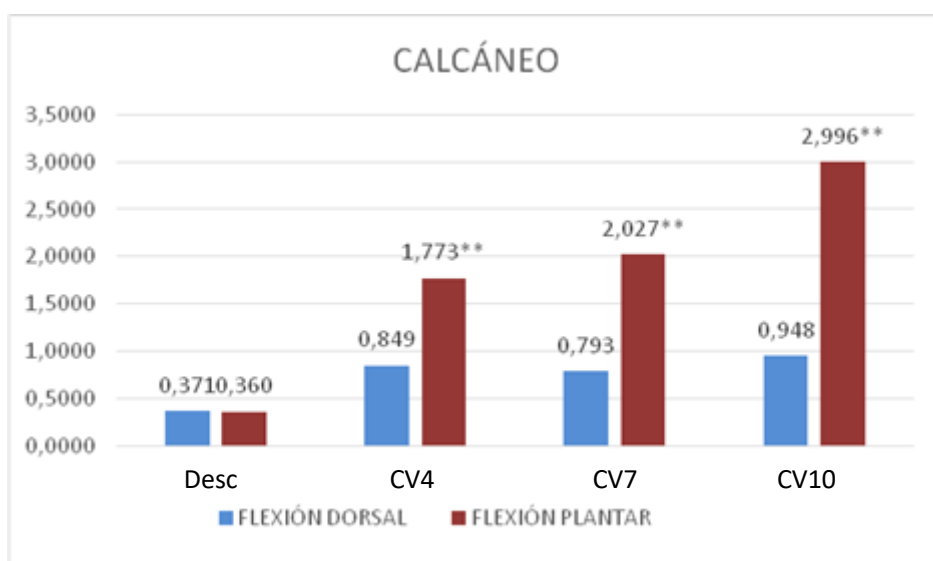


Figura 25. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm

En la figura 25 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano sagital con el uso de cuñas varizantes es el de la **flexión plantar**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se

aumenta la altura de las cuñas varizantes, siendo siempre estos valores mayores que los de la flexión dorsal.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas varizantes en el plano sagital fueron todos muy significativos ($p < 0,001$), lo que indica que el uso de cuñas varizantes puede generar movimientos en una dirección predominante.

Rango de movimiento en flexión plantar comparativo con otros autores

Con respecto al rango de movimiento del calcáneo en flexión plantar en el plano sagital con el uso de cuñas varizantes, Lin⁸⁶ encontró que con el uso de cuñas varizantes de 5mm, 6mm y 7mm se incrementaba el pico de flexión plantar del tobillo; los datos facilitados por el autor en su artículo carecen de la media y desviación estandar (SD) para la flexión plantar del tobillo para ambas fases, solo hace referencia a un aumento de la flexión plantar a medida que aumenta el grosor de la cuña. El valor de la media de sus datos ha sido calculado por el investigador de esta tesis en función de la gráfica *peak 2* presente en el artículo del autor. El uso una cuña delgada obtuvo una media de 14° en flexión plantar, el uso de cuña mediana obtuvo una media de 14° en flexión plantar, el uso de cuña gruesa obtuvo una media 17° en flexión plantar. En concordancia con nuestros hallazgos, a medida que el autor sube la corrección de cuña varizante posiciona en mayores grados de flexión plantar la articulación. En nuestro estudio, el uso de la cuña varizante de 4mm obtuvo una media en **flexión plantar** de **2,27±3,20°** (ic95% de 1,45-3,09), para el uso de la cuña varizante de 7mm se obtuvo una media en **flexión plantar** de **3,46±4,21°** (ic95% de 2,37-4,54) y para el uso de la cuña varizante de 10mm se obtuvo una media en **flexión plantar** de **3,93±4,44°** (ic95% de 2,81-5,06).

6.1.6. Movimiento en varo/valgo de calcáneo con cuña varizante de 4mm, 7mm y 10mm.

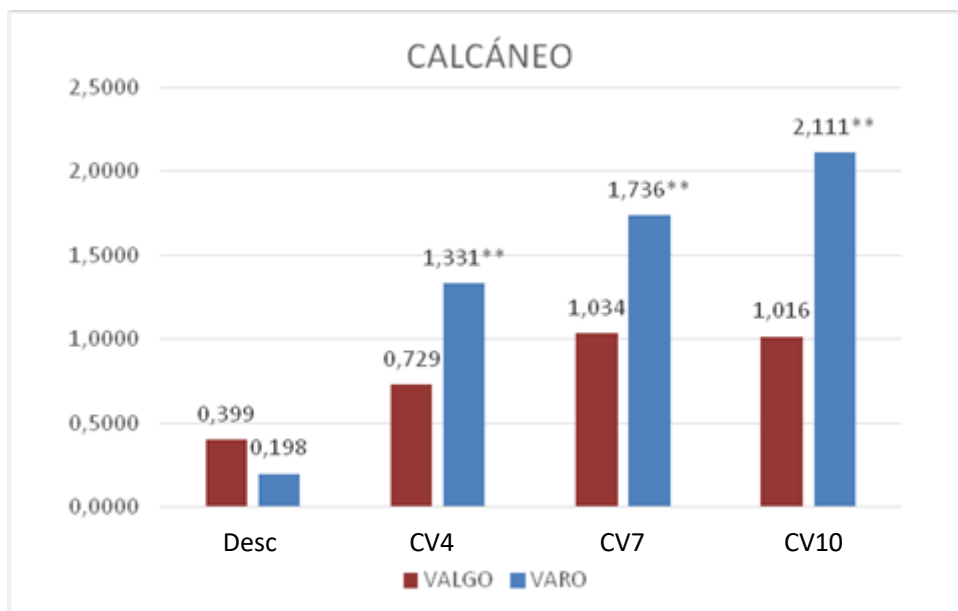


Figura 26. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm

En la figura 26 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano frontal con el uso de cuñas varizantes es el de **varo**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas varizantes, siendo siempre estos valores mayores que los del **valgo**, cuyos valores además no fueron estadísticamente significativos.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas varizantes en el plano frontal fueron todos muy significativos ($p < 0,001$) ,lo que indica que el uso de cuñas varizantes puede generar movimientos en una dirección predominante.

Rango de movimiento comparativo con otros autores

Nuestros resultados fueron para una cuña varizante de 4mm una media en **varo** de **1,33± 1,70°** (ic95% de 0,90-1,77), para cuña varizante de 7mm una media en **varo** de **1,74±2,10°** (ic95% de 1,20-2,27) y para una cuña varizante de 10mm una media en **varo** de **2,11±2,43°** (ic95% de 1,50-2,72)

El estudio de Nester de 2001⁴² reveló como actuaron las ortesis antivalguizantes, disminuyendo la pronación durante la fase de apoyo medio y del rango total de movimiento de retropié. Las ortesis antivalguizantes también disminuyeron el pico inicial de pronación y velocidad durante la fase de contacto de la marcha; estos resultados también son compartidos por el estudio de Majumdar⁴³ que obtuvo los siguientes resultados con el uso de plantillas personalizadas antivalguizantes: una disminución de la eversión máxima de retropié de 3,8° caminando y de 2,5° corriendo. En la misma línea de trabajo el estudio de Ahn⁸² demostró el efecto terapéutico mayor de usar la cuña varizante asociada a un control de astrágalo mediante una contención medial; estos resultados se pudieron corroborar gracias a los cambios detectados en todos los indicadores radiográficos, que cambiaron hacia el aumento de la capacidad correctiva en ambos grupos. Se obtuvieron mejoras significativas en la posición de calcáneo relajado en apoyo en ambos grupos ($p < 0.05$): la media fue de $-7.558^\circ \pm 4.078^\circ$ a $-3.558^\circ \pm 3.218^\circ$ en el grupo sin control de astrágalo y de media de $-9.285^\circ \pm 2.958^\circ$ a $-2.058^\circ \pm 1.938^\circ$ en el grupo con control del astrágalo. Para el grupo con control del astrágalo, el ángulo anteroposterior astrágalo-calcáneo y la posición de calcáneo relajado en apoyo mostró una mejora estadísticamente significativa en comparación con el grupo sin control de astrágalo.

Este efecto también lo recoge el estudio de Branthwaite⁸⁷ donde demostró que las plantillas biplanares redujeron significativamente ($p < 0.05$) la eversión máxima en un promedio de 3.1° en comparación con la condición sin plantilla y que la plantilla cobra

redujo la eversión máxima en un promedio de 2,1° en comparación con la condición sin plantilla. Esta diferencia se acercó a la significación estadística ($P = 0,058$).

También se obtuvieron resultados similares en el estudio de McCulloch⁴⁴, donde al caminar con el uso de ortesis con cuña varizante hubo una reducción significativa en el grado de pronación, así como un aumento en la duración del tiempo de apoyo medio de la marcha.

Nuestros resultados con el uso de la cuña varizante de retropié en calcáneo van en consonancia con los autores anteriormente citados, y también se pudo observar que a medida que usábamos más milímetros de corrección de cuña varizante, más en varo posicionábamos el calcáneo, disminuyendo el valgo de retropié. El estudio de Nester⁴², anteriormente citado, usó una ortesis de 3mm con cuña varizante de 10° desde el talón hasta la cabeza del primer metatarsiano junto con un arco de 12mm con una máxima altura en escafoides. En comparación a nuestro estudio se asemeja al uso de la cuña varizante de 4mm, donde también obtuvimos un movimiento estadísticamente significativo ($p < 0,001$) en varo del calcáneo. Para el resto de los movimientos del plano sagital y plano horizontal los estudios mencionados no recogieron datos. La diferencia entre los estudios de Nester⁴², Majumbar⁴³ y el nuestro radica en que los de ellos se realizaron en dinámica y la cuña varizante era de recorrido completo y asociada a un arco interno, en comparación con la nuestra, que solo era una cuña varizante de retropié, aportando así un efecto nítido y aislado, sin el sesgo del efecto de otras correcciones en el pie, y además se realizó en estática, eliminando así el posible efecto distorsionante de la dinámica del paso.

El estudio de Ferber⁴⁰ recoge la comparativa del uso de ortesis invertidas de Blake a 15° y 25° de corrección, con el uso de ortesis estándar con cuña varizante de 4°, y sin el uso de ortesis, encontrando que no hubo cambios significativos entre los distintos grupos y el acople articular de tibia-retropié. Solo encontraron la mejora de los síntomas con el

uso de la ortesis invertida; estos resultados también son compartidos por Lee⁸⁰, donde el uso de ortesis invertida de Blake obtuvo mejoras significativas ($p < 0,001$) en el grado y la frecuencia del dolor del pie plano infantil después de 1 y 3 meses de tratamiento. Los valores del estudio de Butler³⁹ tampoco fueron significativos con el uso de cuña varizante de 6° en el movimiento de eversión, pico de eversión y velocidad de eversión de retropié, ni tampoco para el estudio de Nigg⁴⁵ donde el uso de cuña varizante en la modificación de la eversión total del zapato, la eversión total del pie y la rotación tibial interna total fueron típicamente menores de 1 grado en comparación con la condición descalzo y no fueron estadísticamente significativas. Se cree que la mejora de síntomas puede estar relacionada con la alteración cinética las fuerzas patológicas que actúan en el pie; el estudio de Murley⁸⁸ encontró un aumento estadísticamente significativo en la amplitud electromiografía (EMG) máxima del tibial anterior usando ortesis invertidas de Blake de 15° (aumento del 38%) y 30° (aumento del 30%) en comparación a caminar descalzo ($p < 0.01$). La amplitud máxima de EMG del peroneo largo aumentó significativamente usando la condición de ortesis invertida de 15° en comparación con caminar descalzo (aumento del 21%, $P = 0,04$).

Nuestros resultados cinemáticos van en consonancia con los de Ferber⁴⁰ ya que no obtuvimos unos grandes cambios de movimientos, hablamos siempre de pequeños grados de cambios, a veces de entre 1° o 2° , casi imperceptibles para el ojo humano, pero como dice el estudio mencionado, sí pueden tener repercusión en los síntomas. Estos resultados también son comparables con los de Boldt⁴¹, donde encontraron que sujetos con dolor patelo-femoral fueron tratados con el uso de ortesis con cuña varizante de 6° , mejorando su dolor y obteniendo unos cambios mínimos en la articulación de la cadera y de la rodilla, que se cree que puedan empeorar sintomatología del dolor patelo-femoral durante la carrera.

Otro estudio de Nester de 2003⁴⁶ mostró que el uso de ortesis con cuña varizante disminuyó la pronación del retropié y aumentó la fuerza de reacción del suelo dirigida

lateralmente durante la fase de contacto, lo que sugiere una reducción en la atenuación del choque. Obtuvo unos efectos cinemáticos de las ortesis en rodilla, cadera y pelvis generalmente mínimos. Lewinson⁶⁵ en su estudio describió que la estructura estática del pie no está asociada con la mecánica de la rodilla durante la marcha, y que la estructura estática del pie por sí sola no se puede utilizar para predecir la respuesta biomecánica de un individuo que usa plantillas con cuña en pacientes con osteoartritis de rodilla. Por el contrario, el estudio de Shih⁸³ mejoró el dolor de rodilla y pie en corredores pronadores con el uso de cuña varizante, con unos resultados inmediatamente después de usar la ortesis, la incidencia de dolor se redujo en el grupo de tratamiento, pero no en el grupo de control ($p < 0,04$).

En nuestro estudio se ha querido relacionar el efecto de la cuña varizante de calcáneo con otra zona más distal como el escafoides, el uso de cuña varizante tiene un fuerte efecto en el plano sagital de escafoides, donde se obtuvo una marcada flexión plantar. Estos resultados son importantes para el clínico, ya que el uso de la cuña varizante debe asociarse al uso de un arco interno que controle la fuerza deformante en el plano sagital. Además, esto es muy importante para la práctica clínica diaria, pues daría explicación a la etiología de las ampollas y rozaduras que muchos pacientes sufren en el arco medial cuando se les trata con órtesis plantares con cuña varizante o similares.

Cabe apuntar además, que según la teoría de Root¹⁶ y según el estudio de Blackwood²⁹ donde se describió el comportamiento de hélice de la articulación mediotarsiana, según nuestros resultados, dicho comportamiento tan sólo aparecería en los movimientos de ABD y ADD del plano transversal, donde la adducción del calcáneo produce el movimiento contrapuesto en el escafoides, con abducción, no siendo así sin embargo ni en el plano sagital ni en el frontal, donde el mismo movimiento realizado por el calcáneo es transmitido al escafoides en el mismo sentido .

A modo de resumen podríamos afirmar que, con la adición **de cuñas varizantes** en el **calcáneo** carga estática, **el calcáneo** se comporta moviéndose **en adducción, en flexión plantar y en varo.**

Cuadro resumen de movimiento de cada hueso combinado con cuña varizante

	Desc	CV4	CV7	CV10
Escafoides	ABD	ABD	ABD	ABD
	FP	FP	FP	FP
	VR	VR	VR	VR
Calcáneo	ABD	ADD	ADD	ADD
	FP	FP	FP	FP
	VL	VR	VR	VR

Tabla 2. Resumen del movimiento de cada hueso en las cuatro situaciones diferentes

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CV4.** Cuña varizante de 4mm; **CV7.** Cuña varizante de 7mm **CV10.** Cuña varizante de 10mm; **ADD.** Adducción; **ABD.** Abducción; **FP.** Flexión plantar; **VR.** Varo; **VL.** Valgo.

Los resultados de esta investigación proporcionan información valiosa para la actividad diaria del clínico; la prescripción de soportes plantares para las patologías del pie deben estar siempre bien acompañadas del apoyo de la última bibliografía. Con estos datos podemos afirmar qué efectos tienen el uso de cuñas varizantes , cuñas en varo, posteados internos, o cualquier elemento cuyo objetivo sea supinar el retropié. Cuando el hueso calcáneo realiza un movimiento de varo inducido por el uso de de estas cuñas, el hueso de escafoides le acompaña con el movimiento en varo también, pero sin embargo para el plano transversal el escafoides realiza el movimiento de abducción, yendo en contra del movimiento de adducción que está haciendo el calcáneo. Dado que en este estudio no existe la interferencia de ningún otro elemento distorsionante (como

podrían ser otras piezas de un soporte plantar o el efecto del calzado o incluso el propio efecto de la inercia de la marcha o la interacción de la fuerza muscular dinámica de la misma) podemos afirmar que la estructura anatómica de la articulación astrágalo-escafoidea va a la inversa en el plano transversal con respecto al calcáneo. Esto es de vital importancia a la hora de prescribir el tratamiento ortopédico, dado que en determinadas patologías asociadas a rotación interna del miembro inferior (intoeing, torsión tibial interna y antepié adductus) están acompañados de una pronación subastragalina⁸⁹. Con estos datos podemos afirmar que el uso de cuña varizante de retropie es seguro y no aumentaría el efecto en adducción de la patología, es más tendría capacidad de abducir el escafoide, abriendo la marcha y ayudaría a la corrección de valgo del calcáneo, cambiándolo a una posición en varo. No sería necesario el uso de arcos elevados en tratamientos ortopédicos para la corrección del varo del retropie, con el consiguiente riesgo que conlleva su uso en patologías de rotación interna, por el aumento que estos arcos producen de la propia rotación interna⁹⁰. Estos resultados van en consonancia con los de Mouri⁹¹, donde el uso de cuña varizante de retropie de 5mm redujo el número de caídas y mejoró el ángulo de rotación interna, aumentando el ángulo de rotación externa en niños con marcha en rotación interna. De cara a otras patologías como la disfunción del tibial posterior, el uso de cuña varizantes de retropie siempre ha sido su tratamiento de elección¹⁶. Con este estudio podemos afirmar que el uso de estas cuñas ayudaría a la posición en varo del escafoide, proporcionando una ventaja mecánica ante momentos pronadores altos y por tanto aliviando el estrés tensil del tendón del tibial posterior, mejorando así su recuperación. Los resultados son similares a los aportados por Chicoine⁹², donde el uso de la cuña varizante de 5mm mejoró el dolor en pacientes con disfunción del tibial posterior. Otro de los resultados obtenidos con el uso de la cuña varizante es el efecto de flexión plantar que se obtiene tanto en el calcáneo como en escafoides; estos datos son necesarios para el clínico, ya que existen patologías cuyo origen patomecánico es este movimiento. La fascitis plantar de origen tensil, está provocada por un colapso de

la mediotarsiana en flexión plantar, y una flexión plantar del calcáneo provocada por la tensión del tendón de Aquiles³³. De cara a un tratamiento ortopédico el uso de la cuña varizante debería ir siempre acompañado de un arco interno, para evitar este colapso, sobre todo en patologías cuyo origen mecánico sea este movimiento patológico.

6.2. BLOQUE II.- CUÑAS VALGUIZANTES

6.2.1. Movimiento en Adducción/Abducción de escafoides con cuña valguzante de 4mm, 7mm y 10mm

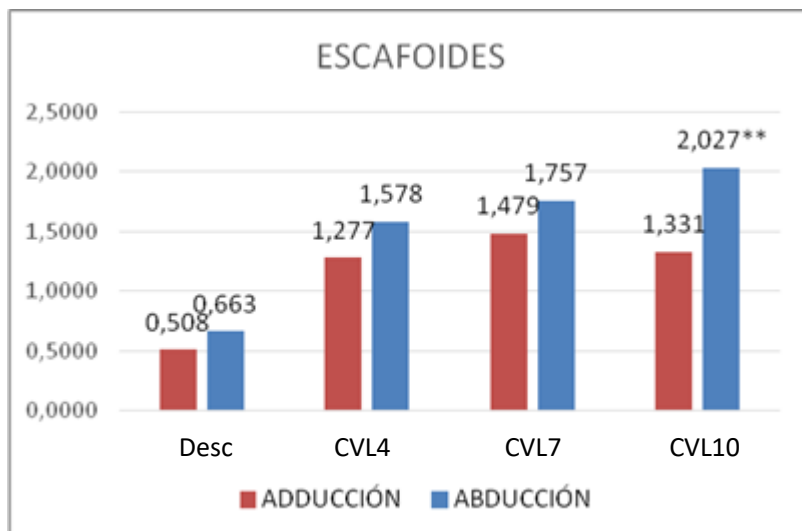


Figura 27. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción y de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CVL4.** Cuña valguzante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguzante de 7mm **CVL10.** Cuña valguzante de 10mm.

En la figura 27 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano transversal con el uso de cuñas valguzantes es el de la **abducción**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas valguzantes, siendo siempre estos valores mayores que los de la **adducción**.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas valguzantes en el plano transversal resultó sólo muy significativo ($p < 0,001$), en la cuña de 10 mm, lo que indica que el uso de cuñas valguzantes puede generar movimientos en **abducción**, aunque no con tanta significancia para correcciones menores de 10mm. Debido a la alta sensibilidad también se recogieron datos de movimiento en **adducción**, pero ninguno resultó significativo. Los datos registrados de pequeñas oscilaciones en los sensores

pueden dar como resultados la dispersión de los datos de la muestra para este movimiento.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **escafoides** en **adducción** y **abducción** en carga, por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

6.2.2. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de escafoides con cuña valguizante de 4mm, 7mm y 10mm.

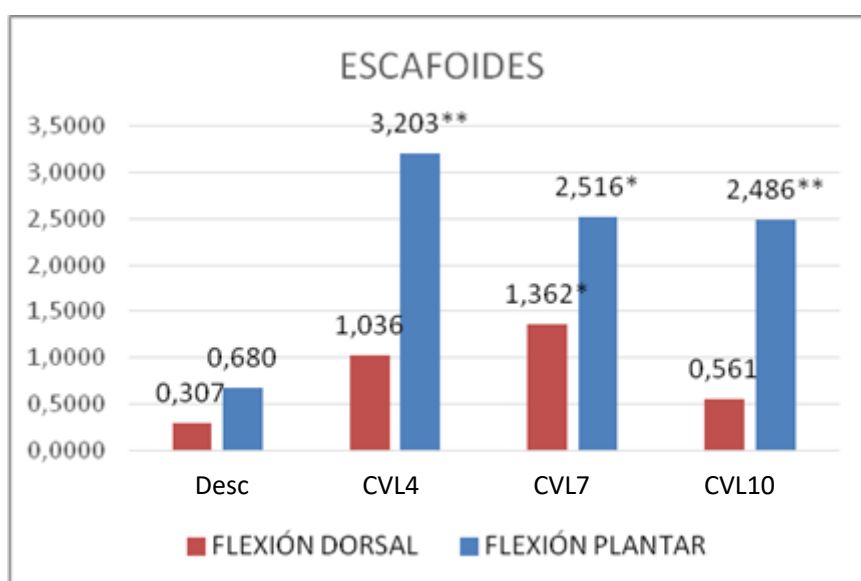


Figura 28. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CVL4.** Cuña valguizante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguizante de 7mm **CVL10.** Cuña valguizante de 10mm.

En la figura 28 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano sagital con el uso de cuñas valguizantes es el de la **flexión plantar**, donde se puede comprobar cómo la cuña valguizante de 4mm fue la que más cuantía generó, todos los valores mostrados siempre han sido mayores que los de la flexión dorsal.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas valguizantes en el plano sagital fueron para la cuña de 4mm y 10mm muy significativos ($p < 0,001$), y

para la cuña de 7mm significativo ($p < 0,05$) lo que indica que el uso de cuñas valguizantes puede generar movimientos en una dirección predominante. Se generó un movimiento en flexión dorsal significativo ($p < 0,05$), creemos que debido a la alta sensibilidad del instrumento. Los datos registrados de pequeñas oscilaciones en los sensores pueden dar como resultados la dispersión de los datos de la muestra para este movimiento.

Rango de movimiento comparativo con otros autores

Para el plano sagital el uso de la cuña valguizante de 4mm obtuvo una media en **flexión plantar** de **$3,02 \pm 4,58^\circ$** (ic95% de 2,04-4,36), para el uso de la cuña valguizante de 7mm se obtuvo una media en **flexión plantar** de **$2,51 \pm 3,55^\circ$** (ic95% de 1,60-3,42) y para el uso de la cuña valguizante de 10mm se obtuvo una media en **flexión plantar** de **$2,48 \pm 3,69^\circ$** (ic95% de 1,54-3,42).

Este movimiento asociado al uso de cuñas de retropié en el plano sagital se ha mencionado también estudio de Lin⁸⁶, en su estudio se realizaron las pruebas mediante el uso cuñas varizantes, frente a nuestras pruebas con cuña valguizante, pero ambas tuvieron el mismo efecto de flexión plantar.

6.2.3. Movimiento en varo/valgo de escafoides con cuña valguizante de 4mm, 7mm y 10mm.

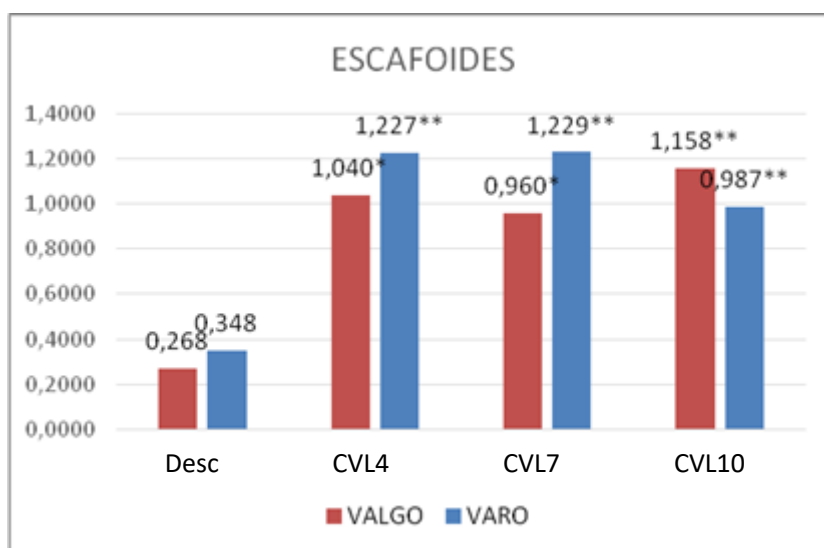


Figura 29. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de escafoides en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CVL4.** Cuña valguizante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguizante de 7mm **CVL10.** Cuña valguizante de 10mm.

En la figura 29 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **escafoides** en el plano sagital con el uso de cuñas valguizantes es el de **varo**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas valguizantes, a excepción de la cuña de 10mm donde baja los grados en varo, pero siendo siempre estos valores mayores que los del **valgo** para las otras dos cuñas de 4mm y 7mm.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **escafoides** con cuñas valguizantes en el plano frontal fueron todos muy significativos ($p < 0,001$), para el movimiento en varo, y significativos ($p < 0,05$) para el movimiento en valgo. La alta sensibilidad de medición del aparato usado en el presente trabajo a veces ofrece resultados algo contradictorios

a lo esperado según la literatura consultada; la tendencia que ofrece el movimiento del escafoides con el uso de cuñas valguizante es a varo, como así muestra la significación de ambos movimientos (VR y VL) con el grosor de 10mm; podemos desestimar la información relativa al movimiento predominante de VL con la CP10 dado que la medición de su movimiento homólogo en CP4 y CP7, no es muy significativa y podría deberse a un sesgo de medición fruto de la alta precisión del dispositivo.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **escafoides** en **varo** y en **valgo** en carga ,por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

A modo de resumen podríamos afirmar que, con la adición **de cuñas valguizantes** en el calcáneo en carga estática, **el escafoides** se comporta moviéndose **en abducción, en flexión plantar y en varo.**

6.2.4. Movimiento en adducción/abducción de calcáneo con cuña valguizante de 4mm, 7mm y 10mm

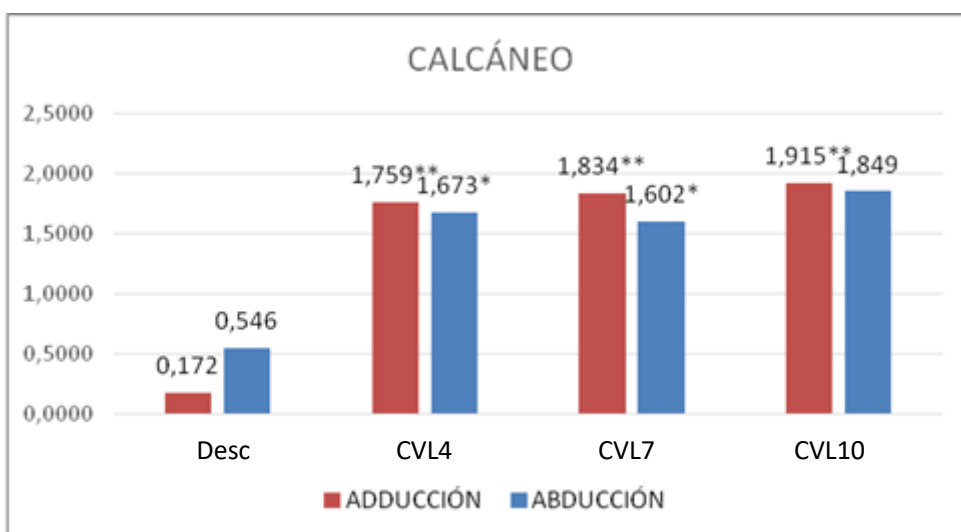


Figura 30. Gráfica resumen de los grados de movimiento en adducción y abducción de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; **Desc.** Descalzo; **CVL4.** Cuña valguizante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguizante de 7mm **CVL10.** Cuña valguizante de 10mm.

En la figura 30 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano transversal con el uso de cuñas valguizantes es el de la **adducción** de manera muy significativa, pero para la cuña de 4mm y de 7mm también se produce un movimiento significativo en **abducción**.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas valguizantes en el plano frontal fueron muy significativos ($p < 0,001$), lo que indica que el uso de cuñas valguizantes puede generar movimientos en una dirección como la **adducción**, pero para la cuña valguizante de 4mm y 7mm la corrección también genera movimientos en **abducción** significativo ($p < 0,05$), debido a la alta sensibilidad del instrumento. Los datos registrados de pequeñas oscilaciones en los sensores pueden dar como resultados la dispersión de los datos de la muestra para este movimiento.

No se han encontrado autores que hayan hecho un estudio del movimiento de **calcáneo** en **adducción** y en **abducción** en carga ,por lo que no podemos comparar las mediciones obtenidas con ningún otro trabajo.

6.2.5. Movimiento en flexión plantar/ flexión dorsal de calcáneo con cuña valguizante de 4mm, 7mm y 10mm.

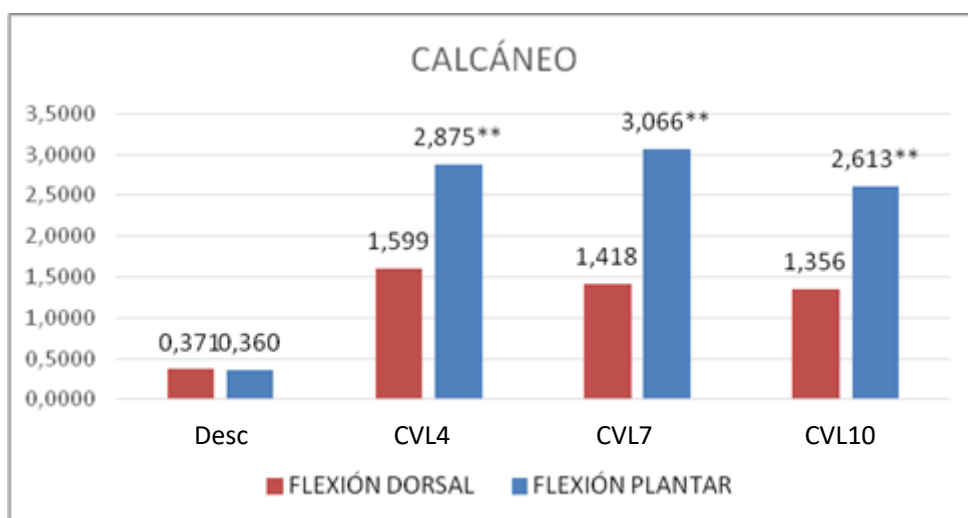


Figura 31. Gráfica resumen de los grados de movimiento en flexión dorsal y flexión plantar de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; **Desc.** Descalzo; **CVL4.** Cuña valguizante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguizante de 7mm **CVL10.** Cuña valguizante de 10mm.

En la figura 31 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano sagital con el uso de cuñas valguizantes es el de la **flexión plantar**, donde se puede comprobar cómo aumenta su cuantía de manera muy significativa conforme se aumenta la altura de las cuñas valguizantes,excepto para la cuña valguizante de 10mm donde baja un poco, aunque siendo siempre estos valores mayores que los de la flexión dorsal.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas valguizantes en el plano sagital fueron todos muy significativos ($p < 0,001$) ,lo que indica que el uso de cuñas valguizantes puede generar movimientos en una dirección predominante.

Rango de movimiento comparativo frente a otros autores

Obtuvimos una media en **flexión plantar** es **$2,88 \pm 4,31^\circ$** (ic95% de 1,76-3,98) para la cuña valguizante de 4mm, una media en **flexión plantar** de **$3,07 \pm 4,07^\circ$** (ic95% de 2,01-4,11) para la cuña valguizante de 7mm y una media **flexión plantar** de **$2,61 \pm 3,56^\circ$** (ic95% de 1,70-3,53) para la cuña valguizante de 10mm.

Este movimiento asociado al uso de cuñas de retropié en el plano sagital se ha mencionado también en el estudio de Lin⁸⁶, en su estudio se realizaron las pruebas mediante el uso cuñas varizantes ,frente a nuestras pruebas con cuña valguizante, pero ambas tuvieron el mismo efecto de flexión plantar.

6.2.6 MOVIMIENTO EN VARO/VALGO DE CALCÁNEO CON CUÑA VALGUIZANTE DE 4MM, 7MM Y 10MM

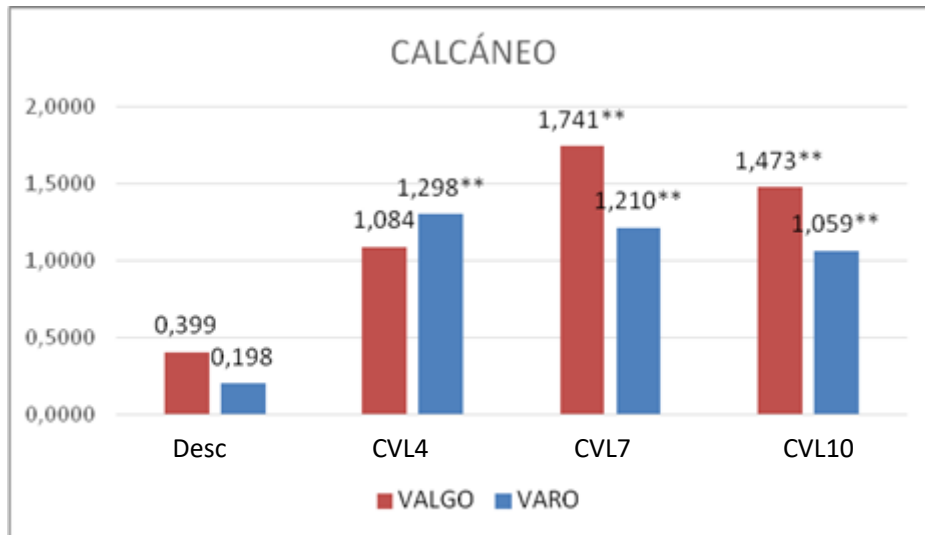


Figura 32. Gráfica resumen de los grados de movimiento en valgo y varo de calcáneo en las diferentes situaciones. Se muestra con **.- correlación significativa a nivel de 0,001 y con un *.- correlación significativa a nivel de 0,05.

Abreviaturas-; Desc. Descalzo; **CVL4.** Cuña valguzante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguzante de 7mm **CVL10.** Cuña valguzante de 10mm.

En la figura 32 se puede apreciar como el movimiento predominante en el **calcáneo** en el plano frontal con el uso de cuñas valguzantes es el de **valgo**, para correcciones de 7mm y 10mm, y **varo** para 4mm. Aunque también se obtuvo valores altos de **varo** en cuñas de 7mm y 10mm, no fueron superiores al **valgo**.

Estos resultados mostrados para el movimiento de **calcáneo** con cuñas valguzantes en el plano frontal fueron muy significativos ($p < 0,001$) para la cuña de 7mm y 10mm en valgo. También fueron muy significativos ($p < 0,001$) en varo para 4mm, 7mm y 10mm; siendo estas dos últimas en menos cantidad al valgo, lo que indica que el uso de cuñas valguzantes puede generar movimientos en una dirección, y a veces en otra.

Nuestros resultados no van en consonancia con los descritos en la literatura para la cuña valguzante de 4mm, pero sí para la cuña valguzante de 7mm y la de 10 mm. Para

el calcáneo, el uso de la cuña valguzante de 4mm obtuvo una media en **varo** de **1,30±1,70°** (ic95% de 0,86-1,77) y media en **valgo** de **1,08±2,01°** (ic95% de 0,56-1,60), siendo muy significativo en varo($p<0,001$) y nada significativo en valgo($p=0,19$). A medida que subimos la corrección la cuña valguzante de 7 mm obtuvo una media de **calcáneo** en **varo** de **1,21±1,45°** (ic95% de 0,54-1,57) y en **valgo** de **1,74±2,61°** (ic95% de 1,06-2,41) encontrando un movimiento muy significativo ($p<0,001$) para ambos. Para el uso de la cuña valguzante de 10mm el **calcáneo** obtuvo una media en **varo** de **1,06±1,69°** (ic95% de 0,62-1,49) y una media en **valgo** de **1,47±2,50°** (ic95% de 0,83-2,11), siendo ambos movimientos muy significativos ($p<0,001$). En el estudio de Chapman⁶⁹ las plantillas con cuña valguzante desplazaron el centro de la presión del pie lateralmente, aumentaron la eversión del complejo de la articulación subastragalina / tobillo (STJ) y el momento de eversión en comparación con el grupo control. Estos resultados son también compartidos por Kakihana⁷⁰ que usó cuña lateral de 6° y obtuvo un aumento significativamente del momento en valgo de la articulación subastragalina ($p<0,001$) y redujo el momento en varo de la articulación de la rodilla ($p<0,001$). Los resultados de Hatfield⁷² con el uso de la cuña lateral y la cuña lateral con soporte de arco redujeron el momento de aducción de la rodilla en un 8% y un 6%, respectivamente ($p <0,05$). También estuvo asociado a una posición del pie más evertida (4,3 grados) que la cuña lateral más soporte del arco (3,2 grados) ($p <0,05$). Por el contrario, la cuña lateral más el soporte del arco redujeron la excursión del plano frontal del pie en comparación con otras condiciones ($p <0,05$). El estudio de Nester⁴² de 2001 reveló como actuaron las ortesis anti varizantes, aumentando la pronación durante la fase de contacto y del rango total del complejo de retropié. Usó ortesis de base de 3mm con cuña valguzante de 10 ° con un recorrido desde el talón hasta la cabeza del primer metatarsiano y se añadió un arco de 12mm con máxima altura en escafoides. El estudio de Nester⁴⁶ de 2003 mostró que el uso de las ortesis con cuña lateral aumentó la pronación del retropié y disminuyeron la reacción del suelo dirigida lateralmente fuerza durante la fase de contacto, lo que sugiere una mayor atenuación del impacto. Usó

ortesis de base de 3mm con cuña valguizante de 10° con un recorrido desde el talón hasta la cabeza del primer metatarsiano y se añadió un arco de 12mm con máxima altura en escafoide.

La alta sensibilidad de medición del aparato usado en el presente trabajo a veces ofrece resultados algo contradictorios a lo esperado según la literatura consultada; la tendencia que ofrece el movimiento del calcáneo con el uso de cuñas valguizantes es a valgo, como así muestra la significación de ambos movimientos (VR y VL) conforme aumentamos el grosor de las mismas; podemos desestimar la información relativa al movimiento predominante de varo con la CP4 dado que la medición de su movimiento homólogo de valgo, no es significativa y podría deberse a un sesgo de medición fruto de la alta precisión del dispositivo. Otros autores recogieron resultados en zonas externas al pie; para el movimiento de aducción de la rodilla el trabajo de Dessery⁵¹ encontró una disminución significativa, superior al 6%, en el segundo momento pico de aducción de la rodilla en condiciones de plantilla con cuña lateral en comparación con las otras condiciones ($p < 0,001$), resultados compartidos por Lewinson⁵² que también observó reducciones significativas en los momentos pico del plano frontal ($p = 0,001$) con cuñas laterales y por Barrios⁵³ que recogió un aumento de los momentos de aducción de la rodilla y el movimiento del plano frontal a lo largo del tiempo en el grupo de control, pero no en el grupo de intervención. Cabe destacar que el efecto de la cuña valguizante no solo está en el miembro inferior; el estudio de Tateuchi⁹³ encontró cambios del plano frontal en la inclinación lateral pélvica y una correlación negativa en la altura del arco con el cambio en la rotación axial torácica ($r = .528$, $p < 0,001$), concluyendo que la eversión inducida del calcáneo afecta a la tridimensionalidad del cuerpo. En el estudio de Souza⁹⁴, la sandalia con cuña lateral de 5 ° aumentó la eversión del retropié durante la fase media ($p < 0,05$) y la sandalia con cuña lateral de 10 ° aumentó la eversión del retropié durante la fase media y de despegue ($p < 0,05$), en comparación con el uso de sandalias planas. La sandalia con cuña lateral de 10 °

producida mayor rotación interna de la tibia en relación con la pelvis y de la articulación de la cadera, durante la fase media, en comparación con el uso de sandalias planas. Por el contrario, hubo dos autores Lewinson⁵⁰ y Campos⁶⁷ cuyos hallazgos sugieren que la estructura estática del pie no está asociada con la mecánica de la marcha en la rodilla y mejora del dolor.

Es importante para el clínico poder predecir el efecto terapéutico que tiene el tratamiento mediante cuñas en la ortesis plantar, con estos resultados queda demostrado que el efecto del uso en retropié una ortesis plantar con cuña tiene efecto en la zona distal del pie, en este caso en la articulación mediotarsiana, concretamente, en el hueso que forma parte de ella, el escafoides. El uso de cuñas varizantes y valguizantes debe estar asociado siempre al uso de arco interno en el soporte plantar, debió a su fuerte efecto de flexión plantar y colapso de la mediotarsiana; siendo posible origen del desarrollo de otra patología.

A modo de resumen podríamos afirmar que, con la adición **de cuñas valguizantes** en carga estática, **el calcáneo** se comporta moviéndose **en adducción, en flexión plantar y en valgo.**

Cuadro resumen de movimiento de cada hueso combinado con cuña valguizante

	Desc	CP4	CP7	CP10
Escafoides	ABD	ABD	ABD	ABD
	FP	FP	FP	FP
	VR	VR	VR	VR
Calcáneo	ABD	ADD	ADD	ADD
	FP	FP	FP	FP
	VL	VL	VL	VL

Tabla 3. Resumen del movimiento de cada hueso en las cuatro situaciones diferentes

Abreviaturas-; **Desc.** Descalzo; **CVL4.** Cuña valguizante de 4mm; **CVL7.** Cuña valguizante de 7mm **CVL10.** Cuña valguizante de 10mm; **ADD.** Adducción; **ABD.** Abducción; **FP.** Flexión plantar; **VR.** Varo; **VL.** Valgo.

Continuando con los resultados de la investigación, el efecto terapéutico de las cuñas valguizantes queda demostrado tanto para el hueso de escafoides como para el hueso de calcáneo. Cuando el hueso calcáneo realiza el movimiento de valgo inducido por el uso de estas cuñas, el hueso de escafoides no acompaña al movimiento en valgo, sino que lo hace en sentido contrario generando movimiento en varo. En la misma línea, con el uso de las cuñas varizantes, el escafoides realiza el movimiento de abducción, yendo en contra del movimiento de adducción que está realizando el calcáneo. Dado que en este estudio no existe la interferencia de ningún otro elemento distorsionante (como pudieran ser otras piezas de un soporte plantar o el efecto del calzado o incluso el propio efecto de la inercia de la marcha o la interacción de la fuerza muscular dinámica de la misma) podemos afirmar que la estructura anatómica de la articulación astrágalo-escafoidea va a la inversa en el plano transversal y en el plano frontal con respecto al calcáneo. El uso de cuñas valguizantes tiene un amplio uso para el tratamiento de inestabilidad lateral de tobillo³³, contrarrestando los momentos supinadores que están en torno al eje de la articulación subastragalina. El clínico debe saber que, en pies con estas características, la colocación de la cuña valguizante no solo generará el movimiento en valgo de calcáneo, sino que también producirá el varo de escafoides dando una ventaja mecánica al principal músculo inversor del pie, el tibial posterior, pudiendo generar inestabilidad lateral en la fase de apoyo medio y despegue¹⁶. Para el uso de otras patologías como la osteoartritis medial de rodilla, el uso de la cuña valguizante es el tratamiento de elección en cuanto a la prescripción de soporte plantar⁵³. Aquí queda demostrado su efecto no solo es en el calcáneo sino también en el movimiento de flexión plantar que genera sobre el escafoides, por lo que para pies con ejes laterales cuya capacidad de amortiguación sea baja como por ejemplo los pies cavos, la capacidad del arco para ganar grados de amortiguación a expensas del colapso de arco interno puede resultar satisfactorio para esta patología³³.

La patomecánica del pie es tratada de manera común mediante el uso de ortesis plantares. Este tratamiento a veces no sólo está enfocado en patologías del retropié y el mediopié, debido a que muchas patologías del antepié tienen origen o relación con el retropié son tratadas de manera conservadora con soporte plantar⁹⁵. En nuestra investigación las correcciones de retropié son capaces a veces de transmitir fuerzas correctoras al mediopié, concretamente a la articulación mediotarsiana. El estudio de Tse⁹⁶ demostró que las cuñas valguizantes tienen la capacidad de influir en la distribución de las presiones plantares del antepié, aumentando el desplazamiento del centro de presiones hacia externo. Estos resultados son compartidos por Trieb⁹⁷ donde el uso de las cuñas valguizantes disminuyeron la presión en un 22% en el primer metatarsiano y aumentaron en el cuarto y quinto metatarsiano un 11,8%. Por otro lado, los resultados de Van Gheluwe⁹⁸ no encuentran relación entre el uso de cuñas de retropié y la presión en el antepié, detectando que al usar una cuña de antepié tampoco se ve afectada las presiones en retropié. Estos resultados demuestran que el pie tiene capacidad de atenuar las alteraciones entre ambos segmentos y que la articulación de Chopart, la articulación de Lisfranc, y los metatarsianos, son capaces de alterar esta transmisión de fuerzas entre ambas regiones del pie.

El comportamiento del movimiento de la articulación mediotarsiana se ve afectado con el uso de las cuñas de retropié. Las cuñas varizantes generan en calcáneo un movimiento triplanar que se transmite a escafoides reproduciendo dos movimientos simultáneos como el varo y la flexión plantar, pero generando movimientos opuestos de aducción para calcáneo y abducción para escafoides. Por otro lado, el uso de las cuñas valguizantes generan en calcáneo unos movimientos opuestos respecto al escafoides de valgo, aducción frente al varo y la abducción de escafoides. Solo compartieron el movimiento de flexión plantar ambos huesos.

6.3. Limitaciones y posibles sesgos

Este estudio tiene algunas limitaciones. Se generaron movimientos no deseados durante la fijación de los sensores a la piel o cuando se cambiaron las cuñas. Los sujetos necesitaron un tiempo para adaptarse a las cuñas. Las cuñas posiblemente generaron inestabilidad durante los datos recogidos, incluso con respecto al tiempo requerido para tomar las medidas. A veces, se encontró una dispersión de datos en la muestra debido a la alta sensibilidad del instrumento.

6.4. Futuras líneas de investigación

Dada la implicación directa del cuboide en el comportamiento de la articulación mediotarsiana, se considera importante realizar futuros estudios que tengan en cuenta este hueso para la interpretación y comprensión completa de dicha articulación.

Así mismo, y dado que el pie es una estructura dinámica, se considera importante comparar los resultados sin sesgo de movimiento obtenidos en el presente trabajo con el pie en dinámica durante la marcha humana para acercarse a una comprensión real de las patologías clínicas de los pacientes.

CONCLUSIONES

7. Conclusiones

- Las cuñas varizantes generaron en el escafoides un movimiento de varo en el eje X, de flexión plantar en el eje Z y de abducción en el eje Y.
- Las cuñas varizantes generaron en el calcáneo un movimiento de varo en el eje X, de flexión plantar en el eje Z y de adducción en el eje Y.
- Las cuñas varizantes generaron entre calcáneo y escafoides el mismo movimiento de varo en el eje X y de flexión plantar en el eje Z. En el eje Y se generaron movimientos opuestos, movimiento de adducción para calcáneo y movimiento de abducción para escafoides.
- Las cuñas valguizantes generaron en el escafoides un movimiento de varo en el eje X, de flexión plantar en el eje Z y de abducción en el eje Y.
- Las cuñas valguizantes generaron en el calcáneo un movimiento de valgo en el eje X, de flexión plantar en el eje Z y de adducción en el eje Y.
- Las cuñas valguizantes generaron entre calcáneo y escafoides el mismo movimiento de flexión plantar en el eje Z. En el eje X se generaron movimientos opuestos, movimiento de valgo para calcáneo y movimiento de varo para escafoides. En el eje Y se generaron movimientos opuestos, movimiento de adducción para calcáneo y movimiento de abducción para escafoides.
- Queda descartada la hipótesis principal de que las cuñas de calcáneo producen el mismo efecto de movimiento en escafoides.
- Queda demostrada la hipótesis nula de que no se producen el mismo efecto proporcional en el escafoides respectivamente, según el modelomultiaxialtriplanar frente a la condición basal descalzos.

BIBLIOGRAFÍA

8. Bibliografía:

1. Sarrafian SK. Anatomy of the foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Funcional. 3^a edition. Philadelphia: J.B. Lippincott Company; 1993.
2. Urien T. Podología: Historia de la Podología antigua y moderna. 1^a edición. Madrid: Vision Net; 2007.
3. Whiting, William Charles., and Ronald F Zernicke. Biomechanics of Musculoskeletal Injury. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.
4. Hamill J, Knutzen K. Biomechanical basis of Human Movement (2nd ed.). Baltimore: Lippincott. Williams & Wilkins. 2003.
5. Burstein AH, Wright TM. Fundamentals of orthopaedic biomechanics. Baltimore: Lippincott. Williams & Wilkins. 1994.
6. Nester CJ, Findlow A, Bowker P. Scientific approach to the axis of rotation of the midtarsal joint. J Am Podiatr Med Assoc. 2001; 91(2):68-73.
7. Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. (3rd Edition): JohnWiley & Sons. 2007.
8. Horwood AM, Chockalingam N. Defining excessive, over, or hyper-pronation: A quandary. Vol. 31, Foot. Churchill Livingstone; 2017 p. 49–55.
9. McDonald SW, Travener G. Pronation and supination: confused terminology. Foot. 1999; 9: 6-11.
10. Morton DJ. Evolution of the human foot. Am J Physical Anthro. 1922; 5:3 05-336.
11. Morton DJ. Evolution of the human foot II. Am J Physical Anthro. 1924; 7: 1-52.
12. Weidenreich F. Evolution of the human foot. Am Physical Anthro. 1923; 6:1-10
13. Larson SG. Nonhuman Primate Locomotion. American Journal of Physical Anthropology. 2018 Apr 1;165(4):705–25.

-
14. Manter JT: Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec.* 1941; 80: 397.
 15. Payne C: The Role of Theory in Understanding the Midtarsal Joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(7):337-399.
 16. Root ML, Orien WP, Weed JH: Normal and Abnormal Function of the Foot, Clinical Biomechanics Corp, Los Angeles, 1977.
 17. Hicks JH: The mechanics of the foot. *J Anat.* 1953; 87: 345.
 18. Elftman H: The transverse tarsal joint and its control. *Clin Orthop.* 1960; 16: 41.
 19. Van langelaan EJ: A kinematical analysis of the tarsal joints: an x-ray photogrammetric study. *Acta OrthopScand Suppl.* 1983; 204: 1.
 20. Nester CJ, Bowker P. Kinematics of the Midtarsal Joint During Standing Leg Rotation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002; 92(2): 77-81.
 21. Chen Wang MD et al. In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. *Gait Posture.* 2016; 49: 54–60.
 22. Nester CJ, Findlow AH: Clinical and experimental models of the midtarsal joint. Proposed terms of reference and associated terminology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006; 96: 24-31.
 23. Nester C. In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model: *J. Biomech.* 2007; 40 (9): 1927–1937.
 24. Arnold JB, Caravaggi P, Fraysse F, Thewlis D, Leardini A. Movement coordination patterns between the foot joints during walking. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2017 Oct 30;10(1).
 25. Tweed JL. The function of the midtarsal joint A review of the literature. *The Foot.* 2008; 8: 106–112.
 26. Okita N, Meyers SA, Challis JH, Sharkey NA. Midtarsal joint locking: new perspectives on an old paradigm, *J. Orthop Res.* 2014; 32 (1): 110–115.

-
27. Bruening DA, Pohl MB, Takahashi KZ, Barrios JA. Midtarsal locking, the windlass mechanism, and running strike pattern: A kinematic and kinetic assessment. *Journal of Biomechanics*. 2018 May 17;73:185–91.
 28. Phan CB, Shin G, Lee KM, Koo S. Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited. *Journal of Biomechanics*. 2019 Oct 11;95.
 29. Blackwood C. The Midtarsal Joint Locking Mechanism. *Foot & Ankle Int*. Dec 2005; 26(12):1074-1080.
 30. Sanchis-Sales E. Dynamic Flexion Stiffness of Foot Joints During Walking . *J Am Podiatr Med Assoc* .2016; 106(1): 37-46.
 31. Kuitunen S, Komi P v., Kyröläinen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc*. 2002 ;34(1):166–73.
 32. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clin Biomech* .2003 ;18(6):511–7.
 33. Kirby KA. Foot and Lower Extremity Biomechanics V: Precision Intricast Newsletters, 2014-2018. Payson, AZ: Precision Intricast, Inc.; 2014, pp. 27-28.
 34. Olsen MT, Bruening DA, Johnson AW, Ridge ST. The Role of the Midfoot in Drop Landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2019 Jan 1;51(1):114–22.
 35. Powell, D. W., Andrews, S., Stickley, C., & Williams, D. S. B. (2016). High- compared to low-arched athletes exhibit smaller knee abduction moments in walking and running. *Human Movement Science*, 50, 47–53.
 36. Williams, D. S. B., Tierney, R. N., & Butler, R. J. (2014). Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-arched runners. *Journal of Athletic Training*, 49(3), 290–296.
 37. Walter WR, Hirschmann A, Alaia EF, Tafur M, Rosenberg ZS. Normal anatomy and traumatic injury of the midtarsal (Chopart) joint complex: An imaging primer. *Radiographics*. 2019 Jan 1 ;39(1):136–52.
 38. Caravaggi P, Sforza C, Leardini A, Portinaro N, Panou A. Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2018 Oct 1;11(1).
 39. Butler RJ, Davis IMC, Laughton CM. Dual-Function Foot Orthosis: Effect on Shock and Control of Rearfoot Motion. *Foot Ankle Int*. 2003; 24(5): 410-414.

-
40. Ferber R, Davis IMC, Williams DS. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *J Biomech.* 2005; 38(3): 477-483.
41. Boldt AR, Willson JD, Barrios JA. Effects of Medially Wedged Foot Orthoses on Knee and Hip Joint Running Mechanics in Females with and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *J Appl Biomech.* 2013; 29(1): 68-77
42. Nester CJ, Hutchins S, Bowker P. Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot Ankle Int.* 2001 Feb ;22(2):133-9.
43. Majumdar R, Laxto P, Thuesen AH, RichardsB, Liu A, Aran-Ais F, Montiel-Parreno E and Nester CJ. Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *J Rehabil Res Dev.* 2014; 50 (10): 1332-134
44. McCulloch MU, Brunt D, vander Linden D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy [Internet].* 1993 [cited 2021 Jan 24];17(1):2–10.
45. Nigg BM, Khan A, Fisher V, Stefanyshyn D. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise [Internet].* 1998 [cited 2021 Jan 4];30(4):550–5
46. Nester CJ. Effect of Orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture.* 2003; 17(2):180-187.
47. Sweeney D, Nester CJ, Preece S, Mickle KJ. Effect of antipronation foot orthosis geometry on compression of heel and arch soft tissues. *J Rehabil Res Dev.* 2015; 52 (5): 543-552.
48. Toda Y, Segal N. Usefulness of an insole with subtalar strapping for analgesia in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2002 Oct 15;47(5):468–73.
49. Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci.* 2011 Jun;30(3):566–73.

-
50. Lewinson RT, Madden R, Killick A, Wannop JW, Preston Wiley J, Lun VMY, et al. Foot structure and knee joint kinetics during walking with and without wedged footwear insoles. *Journal of Biomechanics*. 2018 May 17;73:192–200.
51. Dessery Y, Belzile É, Turmel S, Corbeil P. Effects of foot orthoses with medial arch support and lateral wedge on knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International*. 2017 Aug 1;41(4):356–63.
52. Lewinson RT, Maag CP, Lun VMY, Wiley JP, Patel C, Stefanyshyn DJ. A three dimensional approach for quantifying resultant loading at the knee. *Knee*. 2017 Jan 1;24(1):31–9.
53. Barrios JA, Butler RJ, Crenshaw JR, Royer TD, Davis IS. Mechanical effectiveness of lateral foot wedging in medial knee osteoarthritis after 1 year of wear. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013 May;31(5):659–64.
54. Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, Wrigley T v., Bennell KL. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clinical Biomechanics*. 2012 Jan;27(1):27–33.
55. Alshawabka AZ, Liu A, Tyson SF, Jones RK. The use of a lateral wedge insole to reduce knee loading when ascending and descending stairs in medial knee osteoarthritis patients. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(6):650–6.
56. Butler RJ, Marchesi S, Royer T, Davis IS. The effect of a subject-specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*. 2007 Sep;25(9):1121–7.
57. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. *Clinical Biomechanics [Internet]*. 2006 Jul [cited 2021 Jan 4];21(6):631–9.
58. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics [Internet]*. 2002 Oct [cited 2021 Jan 4];17(8):603–10.
59. Arazpour M, Bani MA, Maleki M, Ghomshe FT, Kashani RV, Hutchins SW. Comparison of the efficacy of laterally wedged insoles and bespoke unloader knee

orthoses in treating medial compartment knee osteoarthritis. In: *Prosthetics and Orthotics International* [Internet]. *Prosthet Orthot Int*; 2013 [cited 2021 Jan 4]. p. 50–7.

60. Russell EM, Miller RH, Umberger BR, Hamill J. Lateral wedges alter mediolateral load distributions at the knee joint in obese individuals. *Journal of Orthopaedic Research* [Internet]. 2013 May [cited 2021 Jan 4];31(5):665–71.

61. Yeh HC, Chen LF, Hsu WC, Lu TW, Hsieh LF, Chen HL. Immediate efficacy of laterally wedged insoles with arch support on walking in persons with bilateral medial knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [Internet]. 2014 [cited 2021 Jan 4];95(12):2420–7.

62. Felson DT, Parkes M, Carter S, Liu A, Callaghan MJ, Hodgson R, et al. The Efficacy of a Lateral Wedge Insole for Painful Medial Knee Osteoarthritis After Prescreening: A Randomized Clinical Trial. *Arthritis and Rheumatology*. 2019 Jun 1;71(6):908–15.

63. Hunt MA, Takacs J, Krowchuk NM, Hatfield GL, Hinman RS, Chang R. Lateral wedges with and without custom arch support for people with medial knee osteoarthritis and pronated feet: An exploratory randomized crossover study. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2017 May 2;10(1).

64. Hsieh RL, Lee WC. Clinical effects of lateral wedge arch support insoles in knee osteoarthritis: A prospective double-blind randomized study. *Medicine (United States)* [Internet]. 2016 Jul 1 [cited 2021 Jan 4];95(27).

65. Lewinson RT, Collins KH, Vallerand IA, Wiley JP, Woodhouse LJ, Reimer RA, et al. Reduced knee joint loading with lateral and medial wedge insoles for management of knee osteoarthritis: A protocol for a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* [Internet]. 2014 [cited 2021 Jan 4];15(1).

66. Hafez MR, Mirfeizi Z, Sahebari M, Jokar MH, Mirheydari M. Superiority of laterally elevated wedged insoles to neutrally wedged insoles in medial knee osteoarthritis symptom relief. *International Journal of Rheumatic Diseases* [Internet]. 2014 Jan [cited 2021 Jan 4];17(1):84–8.

67. de Campos GC, Rezende MU, Pasqualin T, Frucchi R, Bolliger Neto R. Palmilha valgizante para osteoartrite de joelhos: Ensaio clínico randomizado. Vol. 133, *Sao Paulo Medical Journal*. Associação Paulista de Medicina; 2015. p. 13–9.

-
68. Arazpour M, Bani MA, Maleki M, Ghomshe FT, Kashani RV, Hutchins SW. Comparison of the efficacy of laterally wedged insoles and bespoke unloader knee orthoses in treating medial compartment knee osteoarthritis. In: *Prosthetics and Orthotics International* [Internet]. *Prosthet Orthot Int*; 2013 [cited 2021 Jan 4]. p. 50–7.
69. Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, Felson DT, Jones RK. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: An ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2015 Aug 1;23(8):1316–22.
70. Kakihana W, Torii S, Akai M, Nakazawa K, Fukano M, Naito K. Effect of a lateral wedge on joint moments during gait in subjects with recurrent ankle sprain. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005 Nov;84(11):858–64.
71. Jones RK, Chapman GJ, Forsythe L, Parkes MJ, Felson DT. The relationship between reductions in knee loading and immediate pain response whilst wearing lateral wedged insoles in knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research* [Internet]. 2014 [cited 2021 Jan 4];32(9):1147–54.
72. Hatfield GL, Cochrane CK, Takacs J, Krowchuk NM, Chang R, Hinman RS, et al. Knee and ankle biomechanics with lateral wedges with and without a custom arch support in those with medial knee osteoarthritis and flat feet. *Journal of Orthopaedic Research*. 2016 Sep 1;34(9):1597–605.
73. Jin H, Xu R, Wang J. The effects of short-term wearing of customized 3D printed single-sided lateral wedge insoles on lower limbs in healthy males: A randomized controlled trial. *Medical Science Monitor*. 2019 Oct 15;25:7720–7.
74. Corwall MW, McPoil TG. Motion of the Calcaneus, Navicular, and First Metatarsal During the Stance Phase of Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2002; 92 (2): 67-76.
75. Corwall MW, McPoil TG. Classification of Frontal Plane Rearfoot Motion Patterns During the Stance Phase of Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2009; 99(5): 399-405.

-
76. Liu W, Siegler S, Hillstrom H: Three-dimensional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking. *Hum Movement Sci* 16: 283, 1997.
77. Moseley L, Smith R, Hunt A: Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal adult males. *Clin Biomech* 11: 39, 1996.
78. Sánchez-Gómez, R.; Becerro de Bengoa-Vallejo, R.; Losa-Iglesias, M.E.; Calvo-Lobo, C.; Romero-Morales, C.; Martínez-Jiménez, E.M.; Palomo-López, P.; López-López, D. Heel Height as an Etiology of Hallux Abductus Valgus Development: An electromagnetic Static and Dynamic First Metatarsophalangeal Joint Study. *Sensors* 2019, 19, 1328.
79. Banwell HA, Thewlis D, Mackintosh S. Adults with flexible pes planus and the approach to the prescription of customised foot orthoses in clinical practice: A clinical records audit. *Foot* .2015 Jun; 25(2): 101-109.
80. Lee HJ, Lim KB, Yoo JH, Yoon SW. Effect of Custom-Molded Foot Orthoses on Foot Pain and Balance in Children With Symptomatic Flexible Flat Feet. *Ann Rehabil Med*. 2015 Dec; 39(6):905-913.
81. Scherer PR, Sanders J, Eldredg D. Effect of Functional Foot Orthoses on First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion in Stance and Gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006; 96(6): 474-481.
82. Ahn. The Effects of Talus Control Foot Orthoses in Children with Flexible Flatfoot
83. Shih YF, Wen YK, Chen WY. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: A randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation [Internet]*. 2011 Oct [cited 2021 Jan 23];25(10):913–23.
84. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89–98.
85. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med*. 2003; 37: 13-29.
86. Lin YJ, Lee SC, Chang CC, Liu TH, Shiang TY, Hsu WC. Modulations of Foot and Ankle Frontal Kinematics for Breaking and Propulsive Movement Characteristics during Side-Step

Cutting with Varying Midsole Thicknesses. *Applied Bionics and Biomechanics* [Internet]. 2018 [cited 2021 Jan 24];2018

87. Branthwaite HR, Payton CJ, Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clinical Biomechanics* [Internet]. 2004 Nov [cited 2021 Jan 24];19(9):972–7.

88. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics* [Internet]. 2006 Dec [cited 2021 Jan 24];21(10):1074–80.

89. Munuera PV, Castillo JM, Dominguez G, Lafuente G. Orthotic devices with out-toeing wedge as treatment for in-toed gait in children. *J Am Podiatr Med Assoc* n2010;100:472-

90. Kirby KA. *Foot and Lower Extremity Biomechanics I: Precision Intricast Newsletters, 1986-1997*. Payson, AZ: Precision Intricast, Inc.; 1997

91. Mouri H, Kim W-C, Arai Y, Yoshida T, Oka Y, Ikoma K, et al. Effectiveness of medial-wedge insoles for children with intoeing gait who fall easily. *Turkish journal of physical medicine and rehabilitation* [Internet]. 2019 Mar [cited 2021 Apr 18];65(1):9–15.

92. Chicoine D, Bouchard M, Laurendeau S, Moisan G, Belzile EL, Corbeil P. Biomechanical effects of three types of foot orthoses in individuals with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait and Posture* [Internet]. 2021 Jan 1 [cited 2021 Apr 18];83:237–44.

93. Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human Movement Science* [Internet]. 2011 Jun [cited 2021 Apr 11];30(3):566–73.

94. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [Internet]. 2009 [cited 2021 Apr 11];99(6):503–11.

95. Zhang X, Lam WK, Vanwanseele B. Dose-response effects of forefoot and arch orthotic components on the center of pressure trajectory during running in pronated feet. *Gait Posture*. 2022 Feb;92:212–7.

-
96. Tse CTF, Ryan MB, Dien J, Scott A, Hunt MA. An exploration of changes in plantar pressure distributions during walking with standalone and supported lateral wedge insole designs. *J Foot Ankle Res.* 2021 Oct 6;14(1):55.
97. Trieb K, Zachhuber D, Hofstätter S. [Differences in plantar loading between orthosis with and without lateral wedge in healthy subjects]. *Z Orthop Unfall.* 2014 Jun;152(3):247–51.
98. Van Gheluwe B, Dananberg HJ. Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004 Feb;94(1):1–11.

ANEXOS

9. Anexos

9.1 Anexo 1. Comité de ética del Hospital Universitario Ntra Sra de Valme.



Servicio Andaluz de Salud
CONSEJERÍA DE SALUD

Informe Dictamen Favorable Proyecto Investigación Biomédica

C.P. 3D CUÑAS - C.I. 1641-N-20

21 de julio de 2020

CEIC Hospital Universitario Ntra. Sra. de Valme

RAMON MORILLO VERDUGO
Secretario del CEIC Hospital Universitario Ntra. Sra. de Valme

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Universitario Ntra. Sra. de Valme en su reunión del día 21/07/2020, acta REUNION 07/20 ha evaluado la propuesta del promotor referida al estudio:

Título: Efecto Tridimensional de las cuñas varizantes y valguizantes en escafoides y calcaneo

Código Promotor: 3D CUÑAS **Código Interno:** 1641-N-20

Promotor: Investigador

Fecha Entrada: 17/07/2020

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 CEIC emite un **DICTAMEN FAVORABLE.**

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

CEIC Hospital Universitario Ntra. Sra. de Valme

BLANCA DE LA CRUZ TORRES
(Fisioterapia) Universidad de Sevilla

Lo que firmo en Sevilla, a 21 de julio de 2020

Fdo:

RAMON MORILLO VERDUGO
Secretario del CEIC Hospital Universitario Ntra. Sra. de Valme

9.2 Anexo 2.Hoja de información y Consentimiento informado

HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

TÍTULO DEL ESTUDIO: Efecto tridimensional de las cuñas varizantes y valguizantes en escafoides y calcáneo

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Álvaro Gómez Carrión. Servicio de Podología

INTRODUCCION

Nos dirigimos a usted para informarle sobre un estudio de investigación, en el que se le invita a participar. El estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética de la Investigación del Hospital Doce de Octubre de acuerdo a la legislación vigente, la ley de Investigación Biomédica del 3 de julio 2007.

Nuestra intención es tan solo que usted reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar si quiere participar en este estudio. Para ello lea esta hoja informativa con atención y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir después de la explicación. Además, puede consultar con las personas que considere oportuno.

PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA

Debe saber que su participación en este estudio es voluntaria y que puede decidir no participar o cambiar su decisión y retirar el consentimiento en cualquier momento, sin que por ello se altere la relación con su médico ni se produzca perjuicio alguno en su tratamiento.

DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

La mediotarsiana es una articulación entre el retropié y el antepié, la cual tiene vital importancia en la biomecánica del pie. Conocer el efecto terapéutico de las plantillas ofrece un beneficio potencial para los pacientes con sintomatología relacionada con esta articulación. A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivo: Medir el efecto tridimensional que las cuñas varizantes y valguizantes de calcáneo tienen sobre el escafoides y calcáneo. El grosor de las cuñas serán en tres grosores 4 mm, 7mm y 10mm. Para la medición cinemática contaremos con el uso del goniómetro digital Polhemus®. Sus dos sensores, uno en el calcáneo y otro en escafoides nos permitirán medir los movimientos en los tres planos de coordenadas. X, Y y Z. Se medirán la posición de calcáneo y escafoides descalzos y posteriormente con las seis cuñas. La duración son tres sesiones de 30 minutos aproximados, separados por un intervalo de una semana. Siendo un total de semanas consecutivas de estudio para el sujeto.

BENEFICIOS Y RIESGOS DERIVADOS DE SU PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO

No se obtendrá ningún beneficio para su salud por participar en este estudio.

No se prevé ningún riesgo asociado al estudio dado que ninguno de estos procedimientos requiere el empleo de métodos invasivos, o derivado de su participación en el estudio.

CONFIDENCIALIDAD

El promotor/investigador (Álvaro Gómez Carrión) se compromete al cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal y al Real Decreto que la desarrolla (RD 172012007). Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código, de manera que no incluya información que pueda identificarle, y sólo su médico del estudio/colaboradores podrá relacionar dichos datos con usted y con su historia clínica. Por lo tanto, su identidad no será revelada a persona alguna salvo excepciones en caso de urgencia médica o requerimiento legal (si existe alguna situación especial por la que se necesitará conocer la identidad del sujeto para cumplir con algún requisito del estudio se debe explicar en este apañado). El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los participantes se ajustará a lo dispuesto en esta ley.

El acceso a su información personal identificada quedará restringido al médico del estudio/colaboradores, autoridades sanitarias (Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios) y al Comité de Ética de la Investigación y personal autorizado, cuando lo precisen para comprobar los datos y procedimientos del estudio, pero siempre manteniendo la confidencialidad de estos de acuerdo con la legislación vigente.

Los datos se recogerán en un fichero de investigación de centro y se tratarán única y exclusivamente en el marco de su participación en este estudio.

De acuerdo con lo que establece la legislación de protección de datos, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse a su médico del estudio.

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos, pero sí se utilizarán los que ya se hayan recogido.

OTRA INFORMACIÓN RELEVANTE

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos.

Al firmar la hoja de consentimiento adjunta, se compromete a cumplir con los procedimientos del estudio que se le han expuesto.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO DEL ESTUDIO: Efecto tridimensional de las cuñas varizantes y valguizantes en escafoides y calcáneo

Yo, D/Dña,.....(nombre y apellidos del padre/madre o tutor), con domicilio eny DNI nº..... declaro que

He leído la hoja de información que me han entregado.
He podido hacer preguntas sobre el estudio.
He recibido suficiente información sobre el estudio.
He hablado con:

.....
(Álvaro Gómez Carrión)

Por el presente presto libremente mi conformidad a participar en el estudio y doy consentimiento para la utilización de mis datos

Comprendo que su participación es voluntaria.
Comprendo que puede retirarse del estudio:
1º Voluntariamente
2º Sin tener que dar explicaciones.
3º Sin que esto repercuta en sus cuidados médicos.

Firma del paciente:

Firma del investigador:



Nombre:
Fecha:

Nombre: Álvaro Gómez Carrión
Fecha: