



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Departamento de Podología

**LA INFLUENCIA DEL MECANISMO
DE WINDLASS EN LOS
MOVIMIENTOS PRODUCIDOS EN EL
MIEMBRO INFERIOR**

Tesis Doctoral
Sevilla, 2022

María José Manfredi Márquez

Directores:
Prof. Dr. Javier Ramos Ortega
Dra. Natalia Tovaruela Carrión



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Departamento de Podología

Universidad de Sevilla

Tesis Doctoral

***La influencia del mecanismo de windlass en los
movimientos producidos en el miembro inferior***

María José Manfredi Márquez

Directores:

Prof. Dr. Javier Ramos Ortega

Dra. Natalia Tovaruela Carrión

Sevilla, 2022



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Departamento de Podología

El Dr. JAVIER RAMOS ORTEGA, profesor contratado doctor del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla y la Dra. D^a. NATALIA TOVARUELA CARRIÓN.

HACEN CONSTAR:

Que Dña. MARÍA JOSÉ MANFREDI MÁRQUEZ ha realizado, bajo su dirección y coordinación, este Trabajo Original de Investigación titulado: **“La Influencia del Mecanismo de Windlass en los Movimientos producidos en el Miembro Inferior”**, para optar al grado de Doctora por la Universidad de Sevilla, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser sometido a lectura y discusión ante el Tribunal.

Sevilla, a 21 de febrero de 2022

Los directores,

Prof. Dr. D. Javier Ramos Ortega

Dra. D^a. Natalia Tovaruela Carrión



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Departamento de Podología

**“La Influencia del Mecanismo de Windlass en los Movimientos producidos en el
Miembro Inferior”**

Tesis presentada para aspirar al grado de Doctora por D^a. María José Manfredi Márquez,
dirigida por el Dr. D. Javier Ramos Ortega y la Dra. D^a. Natalia Tovaruela Carrión.

Sevilla, a 21 de febrero de 2022

La doctoranda,

María José Manfredi Márquez

Los directores,

Prof. Dr. D. Javier Ramos Ortega

Dra. D^a. Natalia Tovaruela Carrión

AGRADECIMIENTOS

Al profesor Dr. D. Javier Ramos Ortega, por dirigir este trabajo de investigación. Sin su experiencia y sus conocimientos esto no hubiese sido posible. Gracias también por su paciencia, sus consejos y su dedicación. Por confiar en mi trabajo y animarme a adentrarme en el mundo de la investigación. Porque es un ejemplo de constancia y profesionalidad, y todo un referente para quienes nos estamos iniciando en la investigación podológica.

A la Dr. D^a Natalia Tovaruela Carrión, por participar en este estudio. Por ser una gran compañera y amiga. Por su disposición y su capacidad de trabajo. Porque es un ejemplo de que la juventud no va reñida con la responsabilidad, el compromiso y el trabajo eficaz. Gracias por escucharme y animarme. Su apoyo y ayuda han sido fundamentales para realizar esta investigación.

A Antonia Sáez, por su gran ayuda en el análisis estadístico.

A todos/as los/as profesionales del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla.

A todas las personas que han participado en la realización de esta investigación.

A mi familia. A mis padres por estar siempre a mi lado y confiar en mí. A mi hermana, por estar incondicionalmente, y por ser uno de los pilares más importantes de mi vida.

A mis amigas y compañeras de profesión por sus palabras de ánimo.

A todas aquellas personas que de alguna u otra forma me han acompañado a lo largo de este camino.

Gracias a todos/as.

**LA INFLUENCIA DEL
MECANISMO DE WINDLASS EN
LOS MOVIMIENTOS
PRODUCIDOS EN EL MIEMBRO
INFERIOR**

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AE	Altura del escafoides
ALI	Arco longitudinal interno
AMDTA	Articulación mediotarsiana
1ª AMTF	Primera articulación metatarsofalángica
ATPA	Articulación tibio-peronea-astragalina
ASA	Articulación subastragalina
CM	Centímetros
FP	Fascia plantar
FRS	Fuerzas de reacción del suelo
IMC	Índice de masa corporal
FPI	Foot posture index
Kg	Kilogramos
MW	Mecanismo de windlass
MI	Miembro inferior
MMII	Miembros inferiores
N	Frecuencia absoluta
MTT	Metatarsiano
PF	Plantarflexión
PRCA	Posición relajada de calcáneo en apoyo

Índice

1. RESUMEN	2
ABSTRACT	4
2. INTRODUCCIÓN	7
2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	7
2.2 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	8
3. MARCO TEÓRICO.....	11
3. 1 CONCEPTO MECANISMO DE WINDLASS	11
3.2 ESTRUCTURAS IMPLICADAS EN EL MECANISMO DE WINDLASS	12
3.2.1 Fascia plantar.....	12
3.2.2 Primer segmento digito-metatarsal.....	16
3.2.3 Articulación subastragalina	20
3.2.4 Articulación mediotarsiana o de Chopard.....	25
3.2.5 Articulación tibioperoneo-astragalina o del tobillo.....	27
3. 3 CICLO DE LA MARCHA	28
3.4 MECANISMO DE WINDLASS	30
3.4.1 Descripción.....	30
3.4.2 Evaluación del mecanismo de windlass	35
3.4.3 Importancia del mecanismo de windlass.....	37
3.5 MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN EL PIE	38
3.5.1 Ángulo de Costa-Bartani-Moreau interno.....	39
3.5.2 Ángulo de astrágalo - primer metatarsiano	40
3.5.3 Ángulo metatarsofalángico del primer dedo	41
3.5.4 Ángulo de inclinación 1º metatarsiano.....	41
3.5.5 Ángulo de inclinación de calcáneo.....	42
3.5.6 Longitud del pie	43
3.5.7 Altura del escafoides	43
4. OBJETIVOS	46
4.1 OBJETIVOS PRINCIPALES	46
4.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS	46

5. HIPÓTESIS.....	48
6. MATERIAL Y MÉTODO	50
6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	50
6.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO	50
6.3 TIPO DE MUESTREO.....	50
6.3.1 Criterios de inclusión	51
6.3.2 Criterios de exclusión.....	51
6.4 TAMAÑO MUESTRAL	52
6.5 VARIABLES DEL ESTUDIO	52
6.5.1 Variables descriptivas	52
6.5.2 Variable independiente.....	52
6.5.3 Variables dependientes.....	53
6.6 RECURSOS HUMANOS Y MATERIALES	54
6.6.1 Recursos humanos.....	54
6.6.2 Recursos materiales.....	54
6.7 ASPECTOS ÉTICOS	57
6.8 PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN	58
6.8.1 Consentimiento informado	58
6.8.2 Recogida de datos.....	58
6.8.3 Procesamiento de datos	67
6.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	73
7. RESULTADOS	76
7.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO	76
7.1.1 Análisis descriptivo población de estudio.....	76
7.1.2 Análisis descriptivo del sistema de sensores inerciales	77
7.1.3 Análisis descriptivo de las mediciones radiográficas.....	77
7.2 ANALISIS DE LOS CAMBIOS RADIOGRÁFICOS.....	79

7.3 ANÁLISIS DEL GRADO DE REPERCUSIÓN GENERADO EN EL MI POR LA ACTIVACIÓN DEL MW, UTILIZANDO EL SISTEMA DE SENSORES INERCIALES	80
7.3.1 Pruebas de correlación variable independiente – variables dependientes sistema sensores inerciales	81
7.4 RELACIÓN SISTEMA DE SENSORES INERCIALES – MEDICIONES RADIOGRÁFICAS	82
8. DISCUSIÓN	85
8.1. ANÁLISIS DEL PRIMER OBJETIVO	93
8.2 ANÁLISIS DEL SEGUNDO OBJETIVO	98
8.3 ANÁLISIS DE TERCER OBJETIVO	105
8.4 ANÁLISIS DEL CUARTO OBJETIVO	107
8.5 LIMITACIONES	109
8.6 PROSPECTIVAS DE FUTURO	110
9. CONCLUSIONES	112
10. BIBLIOGRAFÍA	114
ANEXO I: Hoja de información al paciente para investigación científica.	127
ANEXO II: Formulario de consentimiento informado para investigación científica.	130
ANEXO III: Hoja recogida de datos	131
ANEXO IV: Dictamen comité ético favorable.....	133
ANEXO V: Producción científica relacionada con la tesis	135

Resumen

1. RESUMEN

Objetivos: Cuantificar los grados de movimiento que se producen en el miembro inferior mediante un sistema cinemático y a través de radiografías, tras realizar dos mediciones de 45° y 60° de extensión en la primera articulación metatarsofalángica (1ªAMTF), con el sujeto en bipedestación, respetando ángulo y base de sustentación. Así mismo, determinar el grado de repercusión provocado por la activación del mecanismo de windlass en el miembro inferior y relacionar ambos sistemas de medición.

Metodología: Estudio cuasiexperimental prueba – post-prueba con un solo grupo de intervención. La muestra estuvo constituida por 25 sujetos, cuyos criterios de inclusión fueron; sujetos ≥ 19 años; 0-5° valgos en posición relajada de calcáneo en apoyo, 0- +5 en foot posture index; posición neutra del eje de la articulación subastragalina y un mínimo de 60° de extensión de la 1ªAMTF. Se cuantificó la extensión de la 1ªAMTF y los movimientos producidos en mediopié, tibia y fémur mediante el sistema cinemático. Y se realizaron tres radiografías en proyección lateral, una de ellas en posición relajada y las otras dos con una extensión pasiva de la 1ªAMTF de 45° y de 60°. Se compararon los cambios producidos en los ángulos Costa-Bartani-Moreau interno; astrágalo – 1° metatarsiano; metatarsofalángico del 1° dedo; inclinación del 1° metatarsiano; inclinación del calcáneo; longitud del pie completo; longitud del pie sin los dedos; altura del escafoides; altura del escafoides normalizada y truncada.

Resultados: Con el sistema cinemático se produjo un aumento del rango de movimiento en cada una de las variables con un valor $p < 0,05$. En las mediciones radiográficas se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables. Se determinó la magnitud de la diferencia entre 45° y 60° mediante la valoración del tamaño del efecto, obteniéndose en tibia un tamaño del efecto alto (0,842) y en fémur un tamaño del efecto medio (0,686). Se realizó la prueba de correlación de Pearson para mediopié y tibia, y la prueba Rho de Spearman para fémur, no obteniéndose significación estadística. Se comprobó la relación entre el sistema cinemático y las radiografías mediante la prueba Rho de Spearman, obteniéndose un coeficiente de correlación de 0,624 y un valor de

$p < 0,05$, y la gráfica de Bland-Altman, dónde el 90% de los casos se encontraban dentro de los límites de tolerancia.

Conclusiones: La extensión de la 1ªAMTF generó cambios cinemáticos asociados al movimiento de supinación en mediopié y de rotación externa en tibia y fémur. No existió correlación entre ellas, ni se pudo predecir los grados de supinación que se van a producir en mediopié, ni los de rotación externa que se generarían en tibia o en fémur, aun conociendo el valor de extensión de la 1ªAMTF. Confirmamos que ambas técnicas de medición presentaron gran similitud en su forma de cuantificar los grados de la 1ªAMTF. Si este resultado lo extrapolamos a la técnica de medición utilizada por los sensores inerciales, podríamos afirmar que los valores registrados en los movimientos de supinación y de rotación externa fueron fiables.

ABSTRACT

Objectives: To measure the degrees of movement produced in the lower limb using a kinematic system and x-rays, after carrying out two measurements of 45° and 60° first metatarsophalangeal joint (1st MTP) extension, with the subject standing, respecting the angle and support base. In addition, to determine the degree of impact caused by activating the windlass mechanism in the lower limb and to relate both measuring systems.

Methodology: Quasi-experimental test – post-test with a single intervention group. The sample consisted of 25 subjects, where the inclusion criteria were: subjects ≥ 19 years old; 0-5° valgus in relaxed position of the calcaneus in support, 0- +5 in foot posture index; subtalar joint neutral position and at least 60° 1st MTP extension. The 1st MTP extension and the movements caused in the midfoot, tibia and femur were measured using the kinematic system. Three lateral view x-rays were taken, one in a relaxed position and the other two with a passive extension of the 1st MTP of 45° and 60°. The changes produced in the Moreau-Costa-Bartani angle; talo-1st metatarsal angle; first metatarsophalangeal joint angle; first metatarsal declination angle; calcaneal inclination angle; foot length; truncated foot length; navicular height; normalised and truncated navicular height were compared.

Results: With the kinetic system, there was an increase in the range of movement for each of the variables with a p value < 0.05 . In the x-ray measurements, statistically significant differences were obtained for all the variables. The extent of the difference between 45° and 60° was determined by assessing the effect size, obtaining a large effect size in the tibia (0.842) and a medium effect size in the femur (0.686). Pearson's correlation test was carried out on the midfoot and tibia, and Spearman's Rho test on the femur, with no statistical significance being obtained. The relationship between the kinematic system and x-rays was tested using Spearman's Rho test, obtaining a correlation coefficient of 0.624 and a p value < 0.05 , and the Bland-Altman plot, where 90% of cases were within the tolerance limits.

Conclusions: The 1st MTP extension created kinematic changes associated with the supination movement of the midfoot and external rotation in the tibia and femur. There was no correlation between them, and the degree of supination produced in the midfoot and the degree of external rotation generated in the tibia or femur could not be predicted, even knowing the elongation value of the 1st MTP. We confirm that both measuring techniques were very similar in their way of measuring the degrees of the 1st MTP. If this result were to be extrapolated to the measuring technique used by the inertial sensors, the reliability of the values registered in the supination and external rotation movements could be confirmed.

Introducción

2. INTRODUCCIÓN

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El mecanismo de windlass (en adelante, MW) se define como el efecto que se produce tras la extensión de la 1ª articulación metatarsofalángica (en adelante, 1ªAMTF). Esto da lugar a la plantarflexión del primer radio y la elevación del arco longitudinal interno (en adelante, ALI), mediante la tensión de la fascia plantar (en adelante, FP). Por consiguiente, provoca la supinación de la articulación subastragalina (en adelante, ASA), el bloqueo de la articulación mediotarsiana (en adelante, AMDTA) y la rotación externa de la pierna, sin ayuda de la acción muscular, todo ello durante el periodo propulsivo de la marcha¹⁻⁵.

Es considerado, por autores como Bolgla⁶ o Song⁷ como una característica propia y única del ser humano. Imprescindible en el desarrollo de la marcha bípeda, y esencial durante la fase final del apoyo, convirtiendo al pie en una palanca rígida con capacidad de propulsión^{1,3,4}.

Fuller³, describió este mecanismo como un modelo mecánico necesario para comprender los movimientos y la funcionalidad del pie. También, detalló su desarrollo y cómo actúan cada una de las estructuras anatómicas implicadas en él.

La alteración de cualquiera de las estructuras anatómicas que participan en su activación, causan su ineficacia durante la marcha. De ahí que, este mecanismo, esté siendo valorado durante el estudio biomecánico del miembro inferior (en adelante, MI)^{3,6,8-10}.

Algunas de estas alteraciones pueden causar diferentes patologías tales como la fascitis plantar, el Hallux Limitus o el Hallux Rígido. Por ello, diversos autores consideran importante su adecuada evaluación durante la práctica clínica. De forma que

permite comprender el origen patomecánico de las mismas, facilitando la emisión de un diagnóstico certero y de un adecuado tratamiento biomecánico^{3,9,10}.

A pesar de su importancia en el funcionamiento del pie y, por tanto, del MI, no existe en la bibliografía actual estudios donde se cuantifiquen los movimientos que se producen, ni cuál es su repercusión a nivel de la extremidad inferior, en sentido ascendente.

Conforme a todo lo mencionado, nuestro problema de investigación consiste en determinar las modificaciones angulares que sufre la extremidad inferior al realizarse el MW en sujetos sin afectación del mismo.

2.2 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

En la exploración biomecánica valoramos, a diario, la extensión de la 1ªAMTF, realizamos el test de Jack y utilizamos la maniobra de extensión de la 1ªAMTF durante la toma de moldes. Esta maniobra se realiza de manera casi intuitiva, pues no conocemos el grado de extensión que estamos provocando. Al mismo tiempo, tampoco conocemos los grados de rotación externa que se están produciendo en el MI. Este hecho, hizo que nos planteáramos estudiar cuál es la relación que se establece entre el movimiento de extensión de la 1ªAMTF y los movimientos rotacionales del MI.

En un principio, consultamos la bibliografía para conocer qué información había al respecto. El resultado de esta búsqueda no fue muy satisfactorio, pues eran pocos los estudios que tuvieron en consideración este tema.

La información extraída fue, sobre cuáles son las estructuras que participan en su activación y cómo se desarrolla durante la marcha. Todo ello, haciendo referencia única y exclusivamente al pie, mencionando levemente la posible rotación externa de la pierna. Y sin especificar ni cuantificar el grado de implicación de las distintas estructuras, ni si existe o no relación o repercusión entre el movimiento de extensión de la 1ªAMTF y el MI^{1,3,6,7,10}.

Estas motivaciones y la falta de estudios encontrados nos llevaron a iniciar un estudio piloto desarrollado como trabajo fin de máster, dentro del máster en Nuevas Tendencias Asistenciales en Ciencias de la Salud. Posteriormente, nos planteamos continuar con esta investigación para mejorar las limitaciones encontradas. Además de perfeccionar la metodología utilizada y profundizar en esta temática, obteniendo como resultado final esta investigación.

Este estudio pretende determinar y cuantificar los movimientos que se producen, tanto en el pie como en la pierna, durante el inicio y el desarrollo del MW. Así, como determinar y cuantificar, si existe o no, una importante repercusión e influencia del MW sobre la extremidad inferior.

Desde el punto de vista clínico, toda esta información puede ser de utilidad, tanto en la exploración biomecánica, como durante el diagnóstico de alguna patología, y/o en la instauración del tratamiento ortopodológico más adecuado. Esto último, nos permitiría mejorar la realización de la maniobra de extensión de la 1ªAMTF - rotación externa de la tibia durante la toma de moldes, además de valorar la eficacia de los soportes plantares elaborados.

Marco Teórico

3. MARCO TEÓRICO

3.1 CONCEPTO MECANISMO DE WINDLASS

El mecanismo de windlass fue descrito por primera vez en 1954 por Hicks¹ como el efecto por el cual, la extensión de la 1ªAMTF eleva el ALI mediante la tensión de la FP durante el periodo propulsivo de la marcha, sin ayuda de la acción muscular.

Hicks¹ en su estudio observó que, durante la extensión pasiva del primer dedo, la FP se enrollaba alrededor de la cabeza del primer metatarsiano, aumentando su tensión y causando un aumento de la altura del ALI, acortando la distancia entre su origen y su inserción. Además, el aumento del arco provocaría la supinación del retropié y la rotación externa de la pierna. Todo ello sucedía sin actividad muscular contráctil, pues ocurría tanto en pie de cadáver, como en sujetos vivos. Indicó que esta acción era muy parecida mecánicamente a la de un cabestrante en la que, un cable queda enrollado alrededor de un tambor, al rotar el tambor con una palanca. La palanca sería la falange proximal del primer dedo y el cable la banda medial de la FP. De esta similitud proviene su nombre, “mecanismo de windlass”, traducido al castellano como “efecto o mecanismo de cabestrillo o polea”^{1-5,11} (Figura 1).

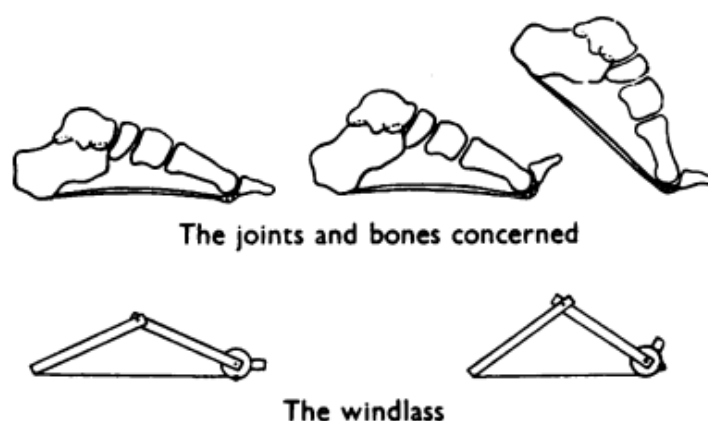


Figura 1. Esquema mecanismo de windlass

Fuente: Hicks JH¹

Por otra parte, también diseccionó muestras de cadáveres que le permitieron mostrar la importancia que en este mecanismo tienen la FP y la 1ªAMTF, así como la relación que se establece entre ellas para que pueda llevarse a cabo¹ (Figura 2).

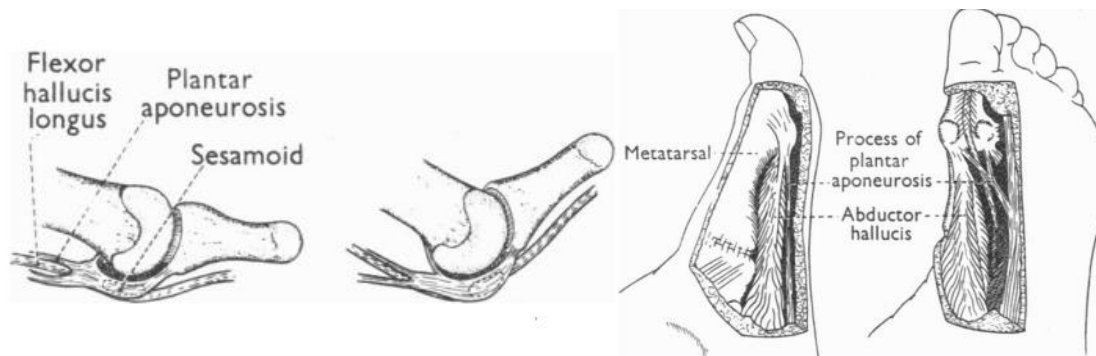


Figura 2. Relación fascia plantar – 1ª AMTF

Fuente: Hicks JH¹

Para entender este mecanismo y las fuerzas y tensiones que en él actúan, es importante conocer las estructuras anatómicas involucradas y sus funciones biomecánicas, así como la fase del ciclo de la marcha donde éste está presente³.

3.2 ESTRUCTURAS IMPLICADAS EN EL MECANISMO DE WINDLASS

3.2.1 FASCIA PLANTAR

3.2.1.1 Anatomía

La fascia plantar o aponeurosis plantar, según describe la terminología anatómica, es una banda de tejido conectivo denso, constituido por fibras dispuestas longitudinalmente, que se divide en tres componentes, lateral, central y medial^{4,5,11-14}.

El componente lateral toma su origen en el margen lateral del tubérculo medial del calcáneo, cubriendo la superficie del abductor del 5º dedo, continuando distalmente hasta insertarse en la base del quinto metatarsiano. El componente medial cubre al aductor del primer dedo. Y finalmente, el componente central, que es el más fuerte y grueso, se origina en la tuberosidad interna del calcáneo, cubriendo al músculo flexor corto de los dedos, e insertándose distalmente en las bases de las falanges proximales de cada uno de los dedos menores del pie^{1,4,11-15}. En este componente central destaca el complejo gleno-sesamoideo, de gran importancia mecánica en el desarrollo del MW¹⁴. Sólo esta parte central es completamente aponeurótica, de ahí que algunos autores reserven únicamente para ella el nombre de FP⁴.

3.2.1.2 Características biomecánicas de la fascia plantar

La fascia plantar desempeña un papel esencial en la estabilidad e integridad del pie, así como en el sostén del ALI. Participa como protagonista principal, junto con la 1ªAMTF, en el MW^{11-13,15-18}, previniendo el colapso del pie debido a su orientación anatómica y a su resistencia a la tracción, acumula energía gracias a su comportamiento viscoelástico y transmite fuerzas de tensión desde el tríceps sural hasta los dedos^{3,6,19,20}.

Debido a su gran importancia en el funcionamiento biomecánico del pie^{1,3,6,11-14,16}, Kirby enumeró en diez las funciones principales de la FP¹⁷, estando cada una de ellas relacionadas entre sí:

1. Aporta rigidez a los arcos longitudinales medial y lateral, y reduce el aplanamiento del ALI:

La primera función biomecánica atribuida a la FP fue descrita por Lapidus en 1943 y posteriormente por Hicks en 1954, como la capacidad de sujetar los arcos longitudinales, ayudando a prevenir su deformidad, así como impedir la elongación y aplanamiento del ALI, bajo las fuerzas de carga verticales. En esta función cobra especial relevancia el componente medial de la FP, pues según observó Hicks, éste se encuentra bajo una considerable tensión durante la bipedestación¹¹.

Diferentes estudios han demostrado que seccionar la FP no sólo desciende y alarga los arcos longitudinales, sino que también aumenta la flexión dorsal del primer metatarsiano. De manera que, en términos biomecánicos actuales, podemos decir que la FP aporta rigidez a los arcos longitudinales medial y lateral del pie, para que las fuerzas de carga verticales sólo produzcan una ligera deformación de los mismos, siempre y cuando se mantenga intacta.

2. Ayuda a la supinación de la ASA durante la fase propulsiva de la marcha:

Al insertarse la FP en la base de la falange proximal del primer dedo, la extensión de ésta generará la elevación del ALI y un aumento de la tensión en la FP, dando lugar a la puesta en marcha del MW.

La extensión de la 1ªAMTF provoca la plantarflexión del primer radio, sin la acción directa de ningún músculo, trayendo como consecuencia la supinación de la ASA y la posterior rotación externa de la pierna, permitiendo que el pie funcione como una palanca rígida durante el periodo propulsivo de la marcha^{17,20}. Al mismo tiempo, se producirá un incremento de la actividad contráctil de los músculos gastrocnemio y sóleo, generando un aumento de tensión en el tendón de Aquiles, causando o favoreciendo también el movimiento de supinación en la ASA.

3. Ayuda a los músculos del compartimento posterior profundo de la pierna en la limitación de la pronación de la ASA durante las actividades en bipedestación y marcha:

La FP actúa previniendo el excesivo movimiento de pronación de la ASA durante las actividades en carga, limitando el colapso del ALI. Ésta se encuentra bajo una gran tensión durante la fase final del apoyo, ayudando a que la contracción de los músculos tibial anterior, flexor largo de los dedos y flexor largo del primer dedo no sea tan vigorosa durante la desaceleración de la pronación y la aceleración de la supinación²⁰.

4. Ayuda a los músculos plantares intrínsecos a prevenir el aplanamiento del ALI.

5. Reduce las fuerzas de tensión de los ligamentos plantares:

La FP, los músculos intrínsecos de la cara plantar del pie y los ligamentos plantares actúan en sinergia mecánica, compartiendo la tensión de las fuerzas de carga dentro de la bóveda plantar, evitando el alargamiento y aplanamiento del ALI, manteniendo por tanto su altura, estabilidad e integridad, y constituyendo lo que Kirby denomina el “sistema de reparto de la carga del arco longitudinal”. La alteración de cualquiera de estas estructuras puede producir la ruptura de la FP, o el aumento de tensión de las estructuras restantes, rompiendo así la armonía de este sistema.

6. Previene las excesivas fuerzas de compresión dorsal en la AMDTA:

Con el fin de resistir al aplanamiento del ALI durante las actividades en las que se soporta carga, la AMDTA debe desarrollar fuerzas de compresión, especialmente en su superficie dorsal. Mediante la prevención de la flexión dorsal de la AMDTA y el aplanamiento del ALI, la FP ayudará a prevenir posibles alteraciones en la articulación y en las fuerzas de compresión de la zona media del pie durante la marcha.

7. Impide una excesiva flexión dorsal sobre los metatarsianos.

8. Mantiene pasivamente el agarre digital y estabiliza la falange proximal de los dedos en el plano sagital.

9. Reduce la fuerza de reacción del suelo (en adelante, FRS) sobre las cabezas de los metatarsianos durante la fase de medio apoyo y propulsión:

La tensión de la FP aumenta la fuerza de tracción dirigida sobre las cabezas de los metatarsianos, causando un aumento de flexión plantar en ellos. Este momento plantaflexor reduce las FRS bajo sus cabezas. La tensión provocada sobre los dedos, debido al aumento de tensión de la FP, permite que estos compartan la carga que soporta el antepié con las cabezas de los metatarsianos, reduciendo la FRS sobre las mismas.

La pérdida de integridad de la FP, con la consiguiente disminución de la fuerza de tracción en ella, reducirá el momento plantaflexor en las falanges proximales, disminuirá las FRS de los dedos y causará un aumento de las FRS bajo las cabezas de los metatarsianos, dando lugar a metatarsalgias o deformidades digitales. Por lo tanto, la integridad de la FP es esencial para prevenir la excesiva fuerza de carga sobre las cabezas de los metatarsianos^{17,20}.

10. Ayuda a absorber y liberar energía de deformación elástica durante el ciclo de la marcha:

La FP, según describe Carlson, no es elástica, no disipa fuerzas, pero sí tiene una importante función de almacenamiento energético gracias a su comportamiento viscoelástico, liberándola en el periodo propulsivo de la marcha, mediante la transmisión de fuerzas de tensión desde el tríceps sural hasta los dedos, permitiendo según Ker et al. una marcha mucho más eficiente desde el punto de vista energético^{3,17,19-24}.

3.2.1.3 Importancia de la fascia plantar durante la marcha

La FP interviene en numerosas ocasiones durante la marcha, como ya hemos mencionada a lo largo de sus 10 principales funciones, pero es en el periodo propulsivo donde cobra mayor relevancia, por un lado participando junto con la extensión de la 1ªAMTF^{1,3,4,17,20} en la activación del MW, y por otra en la transmisión de las fuerzas provenientes del tendón de Aquiles a la parte delantera del pie, contribuyendo a que la propulsión sea mucho más eficiente²⁴.

3.2.2 PRIMER SEGMENTO DIGITO-METATARSAL

El primer radio es una unidad funcional formada por el primer metatarsiano, el hueso cuneiforme medial y la primera articulación metatarsofalángica es una articulación de tipo condílea, formada por la cabeza del primer metatarsiano y la base de la falange proximal del primer dedo^{4,25}.

3.2.2.1 Ejes y planos de movimiento del primer radio y la 1ª AMTF

El primer radio posee un movimiento triplanar, pero debido a su condición de casi paralelismo con respecto al plano transverso, el movimiento en este plano es muy pequeño y se considera insignificante. De esta forma, el primer radio presenta movimientos conjuntos en los planos frontal y sagital, produciéndose inversión/dorsiflexión y eversión/plantarflexión.

La 1ªAMTF presenta dos ejes distintos de movimiento, uno transverso y otro vertical. Los movimientos de flexión y extensión se producen alrededor del eje transverso, que discurre cerca del cuello anatómico del metatarsiano. Y los movimientos de abducción y aducción son en la mayoría de ocasiones movimientos pasivos, produciéndose alrededor del eje vertical^{4,25,26} (Figura 3).

El movimiento más importante de los que tienen lugar en la 1ªAMTF es el que se produce en el plano sagital, en especial el movimiento de extensión, necesario e imprescindible para que el periodo propulsivo de la marcha se lleve a cabo en condiciones óptimas⁴.

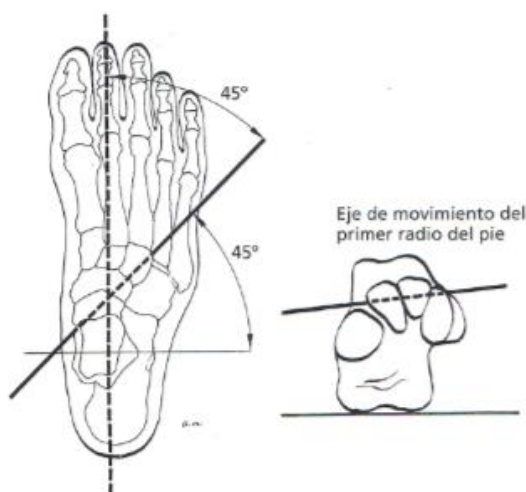


Figura 3. Eje de movimiento del primer radio

Fuente: Nuñez-Samper M y cols.²⁶

3.2.2.2 Características biomecánicas de la 1ª AMTF

La 1ªAMTF resulta imprescindible para la función normal del pie durante la marcha, recayendo toda su importancia en el movimiento de extensión dado en el plano sagital, y aportándole una serie de funciones.

Por una parte, va a garantizar una propulsión efectiva según los requerimientos mecánicos de cada situación, siendo necesario para ello establecer una adecuada relación con la FP. Para que esto se produzca, se han de dar tres condiciones. La primera de ellas es la puesta en marcha del MW tras la extensión de la 1ªAMTF, elevándose el ALI mediante la tensión de la FP. De aquí, la importancia de esta articulación a lo largo de todo este estudio. La segunda de ellas es la de ayudar al antepié a resistir las fuerzas tangenciales a las que está sometido durante los momentos de más carga. Y la última es la de ayudar a la supinación de retropié, permitiendo el bloqueo de la articulación mediotarsiana. A su vez, dicho bloqueo estabilizará el mediopié y el antepié, permitiendo que gran parte del efecto de contracción del peroneo largo sea el responsable de la estabilización del primer radio, transformándose la columna medial del pie en una palanca rígida, necesaria para propulsar adecuadamente^{4,27}.

Por otra parte, mantiene la integridad y la estabilidad interna del pie mediante el aprovechamiento de las fuerzas compresivas que le son aplicadas durante la propulsión, y constituye una de las áreas rotacionales que permiten el avance del centro de masas sobre el pie en apoyo, siendo por tanto el movimiento de extensión de la 1ªAMTF de vital importancia para la progresión del cuerpo hacia delante, permitiendo una adecuada longitud del paso, ya que de lo contrario, el sujeto tendría que despegar el pie en bloque, necesitando que el miembro oscilante contacte con el suelo antes de lo previsto^{4,27}.

3.2.2.3 Cinemática del primer radio y la 1ª AMTF en la marcha

- **Primer radio**

En el momento del contacto inicial, el primer radio se encuentra en una posición dorsalflexionada debido a la acción del músculo tibial anterior, que controla la caída del

antepié al suelo. Durante el inicio de la fase de apoyo, el primer radio tendrá una amplitud de movimiento incrementada como consecuencia del movimiento de pronación en la ASA. Durante este momento, las FRS colocarán al primer radio en una posición de dorsiflexión, siendo éste un movimiento pasivo debido a que no hay actividad muscular alguna⁴. Cuando las fuerzas verticales del suelo dejan de influir bajo el retropié, hacia el final de la fase de apoyo, ASA debe iniciar el movimiento de supinación, con el objetivo de hacer que el pie pase progresivamente a ser un elemento rígido sobre el cual, se puede desarrollar el periodo propulsivo. A medida que esto ocurre, se producirá un movimiento activo de plantarflexión del primer radio gracias a la contracción del músculo peroneo lateral largo^{4,25,27}.

La elevación del talón y la transferencia de cargas a la extremidad contralateral que acaba de entrar en la fase de apoyo, hacen que los metatarsianos externos vayan perdiendo su contacto con el suelo progresivamente de fuera a dentro. Este despegue finaliza en el primer metatarsiano, que constituye junto con el segundo metatarsiano y el pulpejo del primer dedo un triángulo de apoyo previo al momento de impulso^{4,27}.

- ***Primera articulación metatarsofalángica***

El rango normal de movimiento de la 1ªAMTF en el plano sagital ha sido estudiado por diferentes autores, considerándose necesario un mínimo de 60°-65° de extensión para que la fase propulsiva se desarrolle con normalidad, generándose algún tipo de patología cuando dicha movilidad queda limitada o reducida^{4,28,29}.

Durante el contacto de talón, la zona rotacional inicial es la superficie plantar del talón (primer rocker). Esto permite que el centro de gravedad se traslade desde detrás del pie apoyado hasta justo sobre él. En este momento, el cuerpo avanza en sentido sagital, utilizando como punto de giro el tobillo (segundo rocker). Cuando el talón comienza a elevarse, se vuelve a cambiar a las articulaciones metatarsofalángicas, que funcionan como punto de giro para conseguir una adecuada longitud del paso y una correcta fase propulsiva (tercer rocker)^{4,30}.

3.2.3 ARTICULACIÓN SUBASTRAGALINA

Es una articulación tipo artrodia, constituida por la unión anatómica de la cara inferior del astrágalo y la cara superior del calcáneo. Sus superficies articulares presentan múltiples variaciones anatómicas mostrando una compleja configuración, de forma que la superficie articular posterior del calcáneo y la cabeza del astrágalo constituyen un ovoide convexo, mientras que la superficie media y anterior del calcáneo y la superficie navicular del astrágalo son ovoides cóncavas. Se considera bastante inestable, requiriendo de una serie de estructuras ligamentosas que la estabilizan y dirigen su movimiento^{25,26,31}.

3.2.3.1 Eje y planos de movimiento de la ASA

Presenta movimientos de pronación y de supinación alrededor de un eje oblicuo respecto a los tres planos del espacio (eje triplanar) denominado eje de Henke. Este eje está inclinado 16° respecto al plano sagital, 42° respecto al plano transverso y 48° respecto al plano frontal, presentando una orientación de distal, medial y dorsal a proximal, plantar y lateral^{25,26,31,32} (Figura 4).

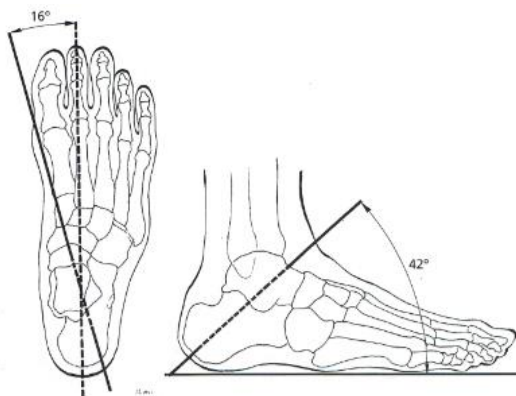


Figura 4. Ejes de movimiento Articulación Subastragalina

Fuente: Nuñez-Samper M y cols.²⁶

Los movimientos de pronación y supinación engloban tres componentes, comportándose de distinta forma cuando nos encontramos en cadena cinética abierta o cerrada. El movimiento de pronación implica los movimientos combinados de flexión

dorsal y abducción del astrágalo y de eversión en calcáneo, mientras que el movimiento de supinación implica flexión plantar y adducción de astrágalo e inversión en calcáneo^{25,32}.

El promedio de la amplitud total de movimiento articular de la ASA es de aproximadamente 12°. Definiéndose su posición neutra como la posición en la que la articulación no está ni pronada ni supinada, siendo desde esta posición el rango de supinación el doble que de pronación²⁵.

3.2.3.2 Características biomecánicas

Se trata de una articulación muy compleja desde el punto de vista funcional, ya que gracias a ella y a la articulación mediotarsiana, el pie puede realizar movimientos en las tres direcciones del espacio con el fin de adaptarse a las irregularidades del terreno^{4,25}. Además, es responsable de las modificaciones en la curvatura de la bóveda plantar, dotando al pie de capacidad amortiguadora, y realizando una adecuada distribución de las fuerzas de reacción del suelo durante la deambulación (fase de choque de talón), todo ello gracias a su movimiento de pronación^{25,26}.

Por otra parte, se encuentra presente en el desarrollo del MW a través de su movimiento de supinación, contribuyendo a la conversión del pie en un elemento rígido durante el periodo propulsivo de la marcha, mediante la relación que establece con el tendón de Aquiles, la fascia plantar y la extensión de la 1ªAMTF⁴.

Y por último, atiende a las exigencias rotacionales del miembro inferior, actuando como una bisagra que conecta un elemento vertical (pierna) con un elemento horizontal (pie)^{4,25}.

3.2.3.3 Localización del eje de rotación de la ASA

Kirby en su estudio donde describió “la teoría del equilibrio de la función del pie y la localización del eje de rotación de la ASA”, afirmó que la posición tridimensional del eje de ASA y su relación con la planta del pie (localización espacial del eje de ASA), tienen una fuerte correlación con la función del mismo^{20,33}.

En este mismo estudio determinó que la localización espacial del eje de ASA, en un pie considerado normal, debe estar situada de forma que se inicie a nivel postero/lateral del calcáneo, y se dirija a nivel del dorso del cuello astragalino, pasando por el primer espacio intermetatarsal, casi por encima de la cabeza del primer metatarsiano. Si el eje de ASA está desviado medialmente, el pie estará sometido a excesivas magnitudes del momento pronador de ASA debido a los efectos de las FRS que están actuando en la planta del pie. Mientras que si el eje está desviado lateralmente, el pie estará sujeto a excesivas magnitudes del momento supinador en ASA^{20,33} (Figura 5).

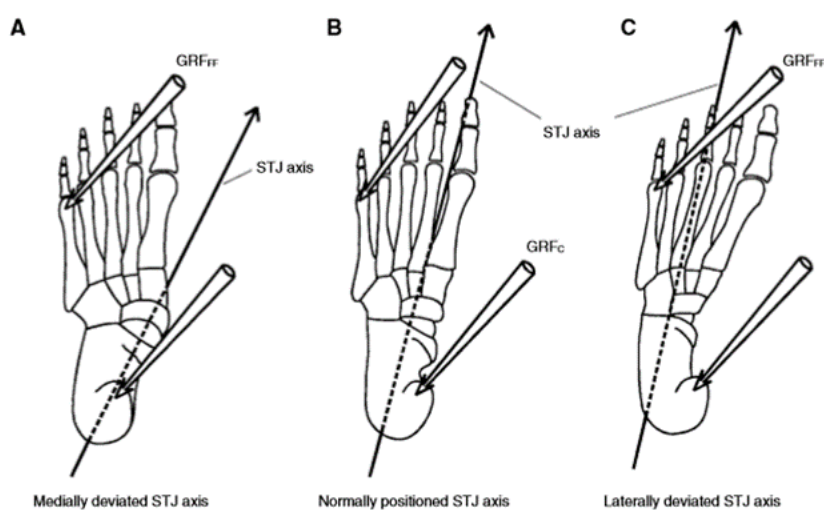


Figura 5. Relación eje de ASA y fuerzas de reacción del suelo

Fuente: Kirby KA³³

Como la FRS es, con diferencia, la fuerza externa más importante que actúa sobre el cuerpo humano durante las actividades en carga, y como el pie es la parte del cuerpo que está directamente sometida a ella, la alteración en la posición del eje de ASA, respecto

de la planta del pie puede tener efectos muy importantes sobre la función mecánica del mismo. De esta manera, la importancia mecánica de la localización espacial del eje de ASA es que proporciona un contrarresto de los momentos pronadores y supinadores causados por la FRS. De esta forma no habrá ni excesivas magnitudes de momento pronador ni de momento supinador de la ASA que actúen en el pie durante las actividades en carga²⁰.

Con el objetivo de determinar cuál era la localización espacial del eje de ASA en cada sujeto, Kirby³³ describió una técnica palpatoria capaz de representar gráficamente la proyección del eje de ASA sobre la planta del pie (Figura 6).

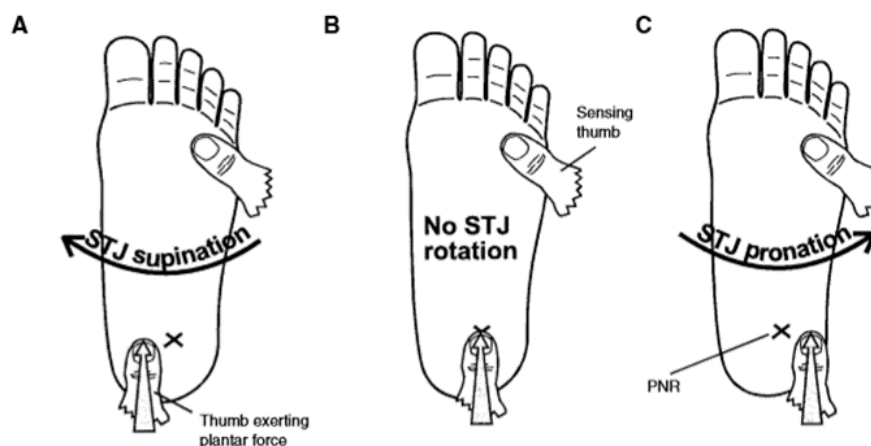


Figura 6. Técnica palpación descrita por Kirby

Fuente: Kirby KA³³

Esta técnica se basa en aplicar, por parte del profesional, presión con el dedo pulgar (de la mano dominante) sobre el talón, pasando por el mediopié y llegando hasta el antepié, marcando con un rotulador los “puntos de no rotación”. Dichos puntos se han de unir hasta constituir una línea, que representa la localización plantar del eje de ASA. El pulgar de la mano opuesta del profesional se ha de colocar sobre las cabezas de 4° y 5° metatarsiano, para detectar los movimientos de prono/supinación de ASA durante todo el procedimiento. Cuando el examinador presiona medialmente al “punto de no rotación”, se produce un movimiento de supinación en ASA, cuando se presiona directamente sobre el “punto de no rotación” no tiene lugar ningún movimiento, y cuando se presiona lateralmente al “punto de no rotación” ASA prona.

Se denomina eje de ASA medializado cuando la localización de este eje se encuentra desviado medialmente. En caso de que se encuentre desviado lateralmente respecto a la posición de referencia, pasa a denominarse eje de ASA lateralizado³³.

La localización plantar de ASA puede ser cuantificada de la siguiente forma³³ (Figura 7):

- Bisección longitudinal del pie: se determina calculando la anchura del talón (W), correspondiendo su mitad ($W/2$) con el centro de la segunda cabeza del metatarsiano. Este primer parámetro determina la relación angular (θ) de ASA.
- La distancia desde el talón hasta la cabeza del 2º metatarsiano (b) y la distancia desde el punto donde el eje de ASA cruza la bisección longitudinal del pie a la cabeza 2º metatarsiano (a), da lugar a la relación a/b , que indica la posición relativa en el que ASA cruza la bisección longitudinal del pie.

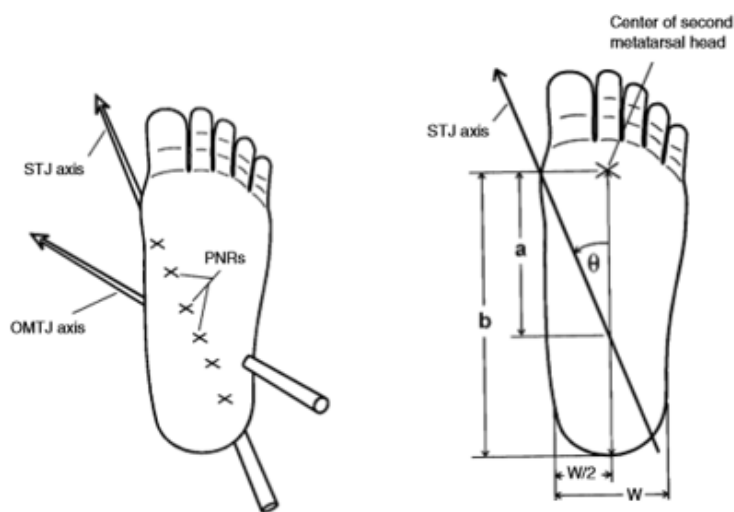


Figura 7. Cuantificar localización plantar del eje de ASA

Fuente: Kirby K³³

Respecto a la validez de esta técnica, Schepper y cols.³⁴ en su estudio donde trataron de determinar la fiabilidad de la técnica palpatoria descrita por Kirby como variable predictiva en el análisis biomecánico y herramienta importante en el diseño del tratamiento ortopodológico, con una muestra constituida por 52 sujetos, concluyeron que éste es un método fiable, pero con cierto grado de dificultad para ser interpretado.

Por otra parte, Spooner y Kirby³⁵ elaboraron un dispositivo denominado “Localizador de la ASA” (Figura 8), mediante el cual, y a través de una serie de radiografías, se pueden detectar las rotaciones y translaciones del cuello del astrágalo, realizándose un seguimiento fiable de la ubicación espacial del eje de ASA durante los movimientos del pie en carga.

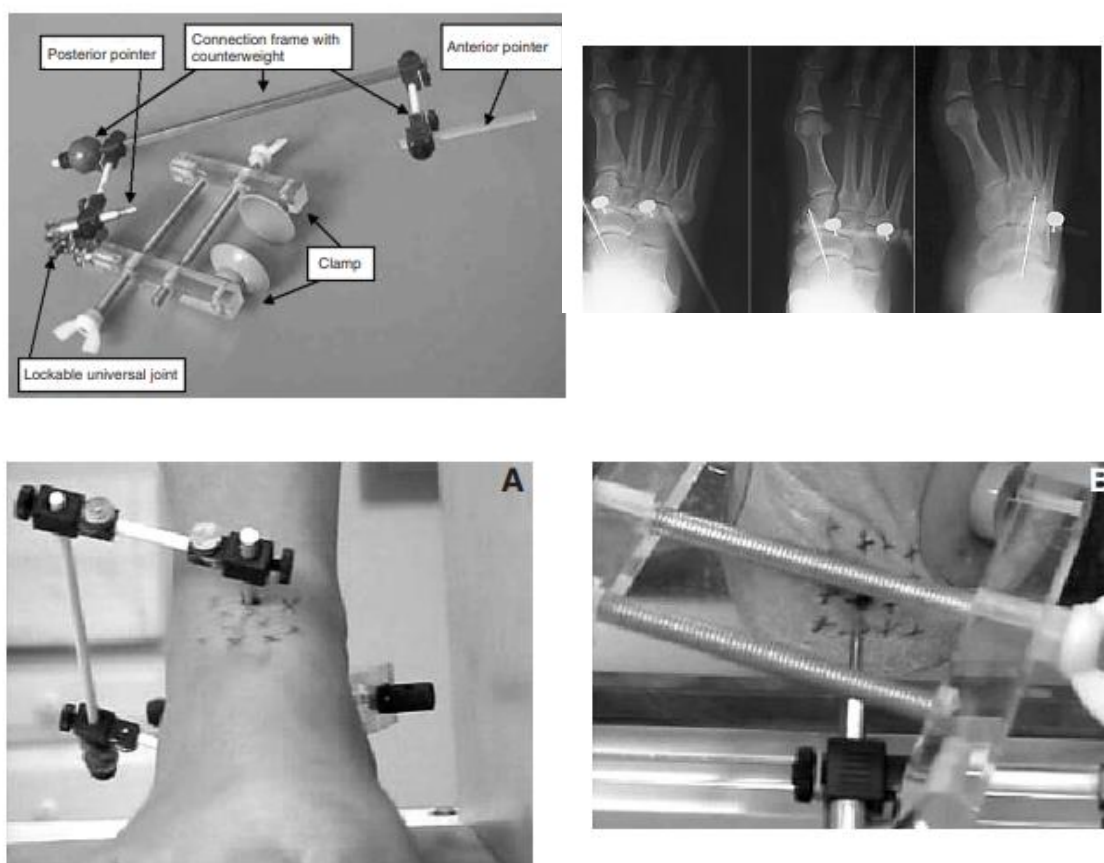


Figura 8. Dispositivo “Localizador de la ASA”

Fuente: Spooner y cols.³⁵

3.2.4 ARTICULACIÓN MEDIOTARSIANA O DE CHOPARD

Es un complejo articular conocido como coxa pedis constituido por dos articulaciones, la astrágalo-escafoidea (enartrosis) y la calcáneo-cuboidea (encaje recíproco), que funcionan conjuntamente y requieren de una serie de estructuras ligamentosas que la refuerzan aportándoles estabilidad^{25,26}.

3.2.4.1 Ejes y planos de movimiento

Presenta dos ejes de movimiento que son, por una parte, el eje longitudinal que forma un ángulo de 15° respecto al plano transverso y de 9° respecto al plano sagital, produciéndose los movimientos de eversión/inversión. Y por otra el eje oblicuo, que presenta un ángulo de 52° con respecto al plano transverso y de 57° respecto al sagital, donde tienen lugar los movimientos de abducción/aducción y de flexión dorsal/flexión plantar (Figura 9). La amplitud de movimiento en inversión es de hasta 30° , mientras que el rango de amplitud en el movimiento de eversión es de hasta 10° ^{25,26}.

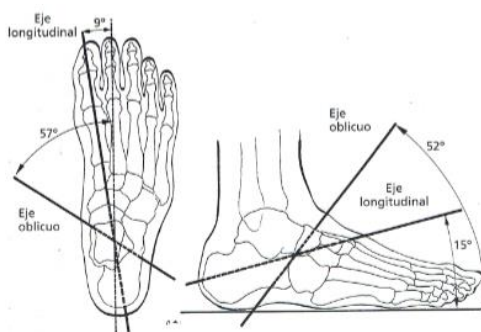


Figura 9. Ejes de movimiento Articulación Mediotarsiana

Fuente: Nuñez-Samper M y cols. ²⁶

3.2.4.2 Características biomecánicas

La AMDTA es una articulación de acomodación cuya misión es amortiguar el choque de talón y adaptar el pie a las irregularidades del terreno, permitiendo modificaciones en la bóveda plantar, y ejerciendo su acción en conjunto con la ASA ^{26,31}. Además, aporta estabilidad bloqueando el antepié en la fase final de la marcha cuando ASA modifica su posición de pronación a supinación, manifestando la clara sinergia que hay entre ellas, donde la ASA controla la movilidad de la AMDTA alterando la relativa alineación de las dos articulaciones que la constituyen ²⁶, participando en el MW, permitiendo de esta manera la plantarflexión del primer radio y la consiguiente elevación del ALI ^{3,4}.

3.2.5 ARTICULACIÓN TIBIOPERONEO-ASTRAGALINA O DEL TOBILLO

Es un complejo articular constituido por la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea, considerado por su configuración anatómica como uno de los más congruentes y estables de la extremidad inferior^{25,31}.

3.2.5.1 Ejes y planos de movimiento

Posee un eje de movimiento oblicuo en relación a los planos anatómicos del pie, cuya inclinación va a depender de la forma y longitud de ambos maléolos, formando un ángulo de 8° con el plano horizontal, 20° con el plano sagital y de 6° con el plan frontal^{25,26,36}.

Los movimientos que presentan son la flexión dorsal y la flexión plantar del pie, o lo que es lo mismo, la flexo/extensión alrededor del eje bimaleolar. No se trata de movimientos puros, aunque si predominantes, donde la flexión dorsal se acompaña de un discreto movimiento de abducción del pie, y la flexión plantar de aducción. Estos movimientos asociados de la articulación, producidos en los planos del sagital y transversal, llevan a considerar el tobillo como articulación de tipo helicoidal^{25,26,31,36}.

El rango de movilidad es difícil de determinar, ya que los movimientos se ven ampliados por los que se acontecen en otras articulaciones del pie. En general, se acepta un rango de flexión dorsal de 20-30°, y de flexión plantar de 30-50°²⁵.

3.2.5.2 Características biomecánicas

Es una articulación de movimiento, cuya función es principalmente dinámica, siendo imprescindible para lograr una adecuada progresión y absorción del impacto en el momento del contacto inicial durante la marcha, permitiendo gracias a su morfología, adaptar el pie a las irregularidades del terreno^{25,26,31}.

Funcionalmente, forma parte del complejo articular periastragalino junto con ASA y AMDTA, donde se considera imposible separar los movimientos realizados durante la marcha entre cada una de ellas, de ahí que la cinemática de estas tres articulaciones durante la marcha se explique conjuntamente^{26,31,36}.

3.3 CICLO DE LA MARCHA

La marcha humana es un proceso de locomoción donde el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado, alternativamente entre ambas piernas. Y el ciclo de la marcha es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia se adopta como principio del ciclo, el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón, tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo. Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una fase de apoyo, que comienza con el contacto inicial o choque de talón y finaliza con el despegue del antepié. Y por una fase de oscilación, que transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo, encontrándose el pie en el aire, al tiempo que avanza como preparación para el posterior apoyo^{30,37} (Figura 10).

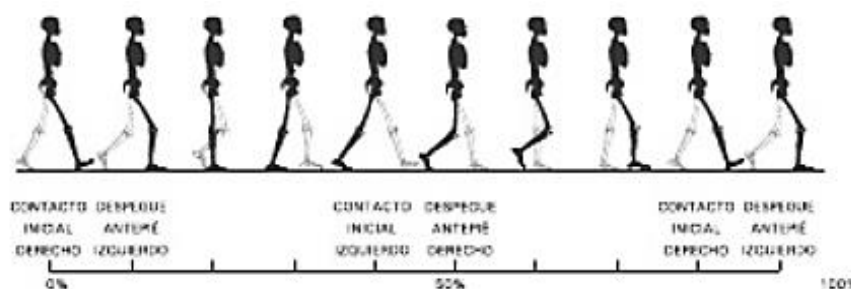


Figura 10. Ciclo de la marcha

Fuente: Sánchez Lacuesta J y cols.³⁰

El MW se produce al final de la fase de apoyo, correspondiendo con el período propulsivo, con el objetivo de realizar un despegue eficaz y adelantar el miembro inferior durante la fase de oscilación. Este periodo comienza en el momento en el que la tibia pasa por delante de la perpendicular del pie, donde acontece en primer lugar el despegue del

talón del suelo y posteriormente el despegue del antepié y de los dedos. A su vez, la rotación externa de la pierna, que se inició al principio de la fase de apoyo monopodal y se mantiene durante este periodo, continúa arrastrando a la ASA en supinación. Por consiguiente, ASA arrastra a la AMDTA alcanzado así la máxima incongruencia entre sus dos ejes de movimiento y bloqueando la articulación, lo que permite al pie actuar como una palanca rígida para elevar el talón y el antepié e impulsar el miembro hacia delante^{4,25,30} (Figura 11).



Figura 11. Movimientos que se producen en pie y tobillo durante el periodo propulsivo de la marcha. Actuación del mecanismo de windlass. Vista sagital y frontal

Fuente: Viladot A³¹

En el momento de la elevación del talón con el antepié aún apoyado en el suelo, el retropié se encuentra invertido respecto al antepié. Inmediatamente después, se produce la elevación del antepié, en primer lugar, por el borde externo hasta finalizar el despegue por la primera cabeza metatarsiana y el pulpejo del primer dedo. El primer radio se encuentra en flexión plantar durante todo este periodo, siendo máxima al final del mismo. Este periodo es el único en el que los dedos soportan carga corporal, actuando como plataforma estabilizadora que permite propulsar el cuerpo con eficacia hacia el miembro contralateral. Las articulaciones metatarsofalángicas se disponen en extensión, y las articulaciones interfalángicas se disponen en posición neutra. Además, durante este periodo se pronuncia la bóveda plantar por la tensión de la fascia plantar^{4,25,30}.

3.4 MECANISMO DE WINDLASS

3.4.1 DESCRIPCIÓN

Entendemos por MW el efecto producido por la extensión de la 1ªAMTF que plantarflexiona el primer radio y eleva el ALI mediante la tensión de la FP, sin ayuda de la acción muscular, provocando el bloqueo de la AMTD, la supinación de la ASA y la rotación externa del MI durante el periodo propulsivo de la marcha¹⁻⁶.

A continuación vamos a describir el mecanismo de windlass según el modelo mecánico propuesto por Fuller³, donde se analizó por una parte la cinemática del pie, mediante el estudio de la posición y los movimientos articulares. Y, por otra parte, la cinética, mediante el estudio de las fuerzas que provocan los movimientos y la cantidad de estrés que las estructuras son capaces de soportar.

3.4.1.1 Cinemática del mecanismo de windlass

Comenzaremos la descripción desde las estructuras más distales hasta llegar a las más proximales, mencionando su importancia en el desarrollo de este mecanismo durante el periodo propulsivo de la marcha.

El primer segmento metatarso-digital resulta fundamental para el adecuado funcionamiento del MW, pues éste se pone en marcha con la extensión pasiva de la 1ª AMTF, protagonista junto a la FP de este mecanismo, que además supone la propia definición del mismo¹.

La extensión de la 1ªAMTF va a producir un movimiento de plantarflexión en el primer radio, que a su vez es necesario para que la 1ªAMTF trabaje correctamente durante el desarrollo de la marcha, pues la base de la falange proximal del primer dedo se extiende completamente sobre la cabeza del metatarsiano^{4,27}. Durante los primeros 20° de extensión de la 1ªAMTF no se precisa movimiento de plantarflexión del primer radio. A

partir de ahí, por cada 3° de extensión metatarsofalángica se produce 1° de plantarflexión del primer radio. Se necesitarían unos 22° de plantarflexión del primer metatarsiano para que se den los 60° de extensión metatarsofalángica. Root y cols. sugirieron que son necesarios aproximadamente 10° de plantarflexión del primer metatarsiano durante la fase de propulsión de la marcha para permitir la completa extensión del dedo²⁸. En cualquier caso, sin la adecuada plantarflexión del primer metatarsiano durante la fase de despegue, la falange proximal sería incapaz de articularse con la superficie dorsal de la cabeza del primer metatarsiano^{4,27} (Figura 12).

Cuando el primer radio se plantarflexiona estando el pie en apoyo, los huesos proximales a él deben moverse al unísono, donde la primera cuña, el escafoides y el astrágalo han de moverse proximalmente permitiendo este desplazamiento^{3,4}.

La extensión de la 1ª AMTF y la posterior plantarflexión del primer radio, van a dar lugar a la elevación del ALI, entrando en juego el otro protagonista de este mecanismo, la FP, provocando un aumento de tensión en la misma, disminuyendo la longitud del ALI, cambiando la relación de todas las articulaciones cada una de manera diferente y generando a su vez un movimiento de supinación en la ASA^{3,4} (Figura 13).



Figura 12. Movimiento del 1º metatarsiano en el mecanismo de windlass (La línea continua y línea de puntos representan la posición anterior y posterior al MW, respectivamente)

Fuente: Fuller EA³

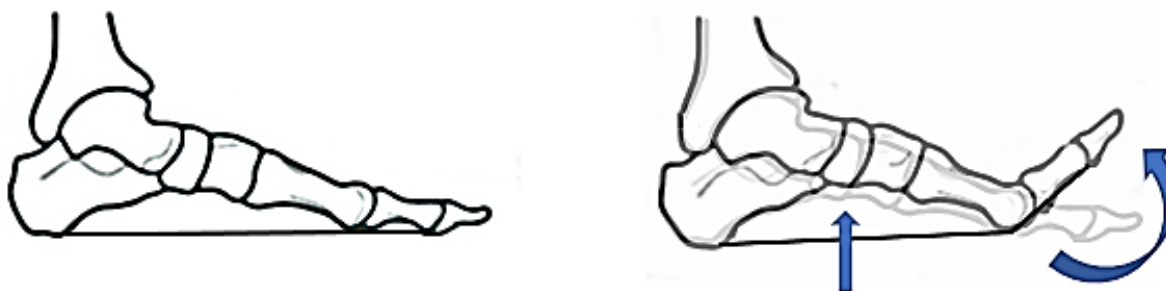


Figura 13. Antes y después de la activación del mecanismo de windlass

Fuente: Propia

El movimiento de supinación de la ASA produce un cambio de posición en la línea Cyma, donde la articulación astrágalo-escafoidea debe pasar de estar en una localización anterior a la articulación calcáneo-cuboidea a estar en una posición posterior (Figura 14), permitiendo de esta manera la plantarflexión del primer radio, y contribuyendo también a la elevación del ALI^{3,4}.

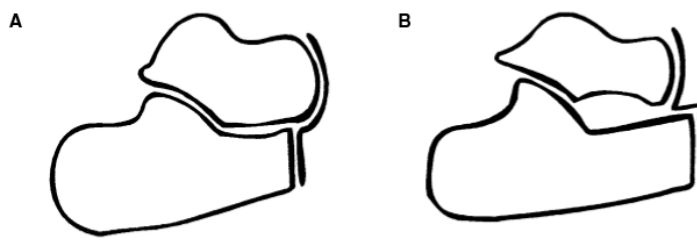


Figura 14. Cambios en la posición de la línea Cyma. Antes (A) y después (B) de la supinación de ASA

Fuente: Fuller EA³

Al mismo tiempo ocurre un movimiento de dorsiflexión del astrágalo dentro de la mortaja tibio-peronea-astragalina, que ayuda a la estabilidad del pie durante la marcha, y un movimiento de rotación externa en la pierna⁴.

Finalmente, el último movimiento producido es la supinación de la AMDT alrededor de su eje oblicuo, que evita la elevación y abducción del antepié, manteniéndolo anclado en el suelo^{3,4}.

Aunque este mecanismo tiene lugar en los cinco radios, su efecto es más marcado en el primero. Y el hecho de que la cantidad de tracción generada en la FP sea mayor en el primer segmento metatarso-digital está directamente relacionado con la distancia existente entre el eje transversal de la 1ªAMTF y el recorrido de la FP bajo la cabeza del primer metatarsiano para llegar a su lugar de inserción. Cuanto mayor sea esa distancia, mayor será la tracción ejercida sobre la FP a medida que el dedo se extiende, y más efectivo será el MW⁴.

Los movimientos producidos en el MW son triplanares, no sólo se dan en el plano sagital³. Además, están en concordancia con los movimientos impuestos al miembro inferior por la rotación pélvica posterior del lado en apoyo, proporcionándole en conjunto al pie la estabilidad necesaria durante la fase final del apoyo⁴ (Figura 15).



Figura 15. Actuación mecanismo de windlass. Movimientos miembro inferior y pie

Fuente: propia

3.4.1.2 Cinética del mecanismo de windlass

Durante el MW se crean una serie de momentos de fuerza que provocan plantarflexión del primer radio, supinación de la ASA y del eje oblicuo de AMDTA y flexión plantar de tobillo, a medida que el ALI se va elevando, así como una posterior flexión dorsal relativa, permitiendo el avance de la tibia³.

Cuando un momento de extensión es aplicado al primer dedo, se produce un aumento instantáneo de tensión en la FP. La tensión en la FP tirará hacia atrás de la falange proximal y ésta a su vez empujará al metatarsiano. Este movimiento será equilibrado por una fuerza igual y opuesta ejercida desde el metatarsiano hacia la falange proximal, aplicándose la segunda ley de Newton. Este par de fuerzas va a crear un

momento de flexión plantar interno que actuará sobre la falange (Figura 16 Imagen 1). Paralelamente, la FP se está enrollando alrededor de la cabeza del primer metatarsiano, produciéndose la elevación del arco plantar y el acortamiento de su longitud³.

Al igual que existe una fuerza proveniente del metatarsiano que actúa sobre la falange proximal, hay una fuerza igual y opuesta a la falange que actúa sobre el metatarsiano (Figura 16 Imagen 2), aplicándose en este caso la tercera ley de Newton. La dirección de esta fuerza es paralela a la de la FP. La tensión en la fascia tira del calcáneo en sentido anterior, empujando del astrágalo, del escafoides y de la cuña medial, aplicándose nuevamente la segunda ley de Newton. Debido a que estos huesos no están en movimiento, la fuerza neta sobre ellos debe ser cero. Por lo tanto, cada vez que hay una fuerza dirigida proximalmente, tiene que haber una fuerza dirigida distalmente similar para mantener el equilibrio. Esta acción se da tanto en carga como en descarga³.

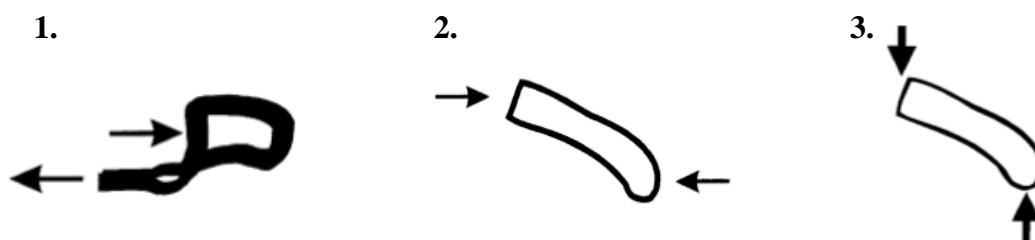


Figura 16. Fuerzas que actúa sobre el metatarsiano

Fuente: Fuller EA³

En la marcha, la resistencia a la flexión plantar procede de un par de fuerzas constituido por el peso corporal y las FRS (Figura 16 Imagen 3). Durante el MW, el momento de flexión plantar del primer metatarsiano es mayor que el momento de flexión dorsal procedente de las FRS (Figura 17). Estos momentos de fuerza afectan a escafoides, astrágalo y calcáneo, produciéndose la supinación de ASA y la ruptura de la línea Cyma³.

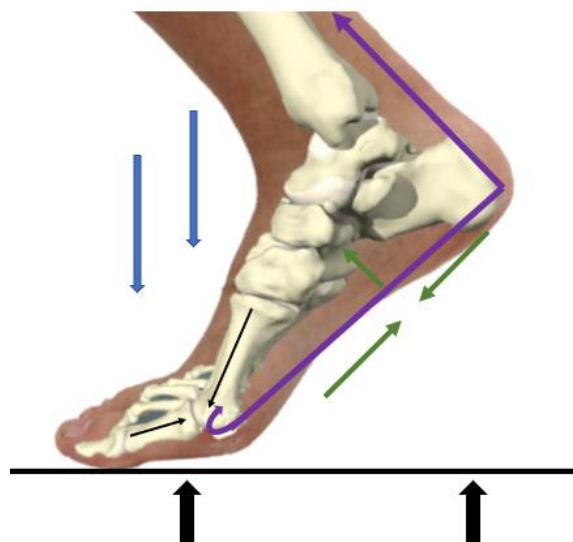


Figura 17. Representación de los momentos de fuerzas presentes en el MW

Fuente: propia

Fuller concluyó su estudio afirmando que el MW es un modelo biomecánico imprescindible en la determinación del grado de dificultad que existe para elevar el ALI en función de la fuerza aplicada sobre la cabeza del primer metatarsiano³.

3.4.2 EVALUACIÓN DEL MECANISMO DE WINDLASS

El funcionamiento del MW puede ser demostrado y evaluado mediante la extensión pasiva del primer dedo, durante la bipedestación estática, produciéndose un aumento de la altura del ALI y un movimiento de supinación de la ASA, que se traduce visualmente en la inversión del retropié en un pie normal^{4,8,9,11}. Denominándose este procedimiento “Maniobra de Hubscher” o “Test de Jack”³⁸.

Para poder realizar esta maniobra, el sujeto debe estar en posición de bipedestación con una distribución de peso igual en ambos pies. Posteriormente, el examinador debe realizar una extensión del primer dedo, una sola vez. Tan pronto como se empieza hacer esto, se incrementa la fuerza de tracción de la banda medial de la FP, ocurriendo dos cosas. Por un lado, se produce un aumento de la fuerza de tracción anterior sobre el

tubérculo medial del calcáneo en el origen de la banda medial de la FP, y por otro, un incremento en la fuerza de tracción posterior sobre la falange proximal del primer dedo a nivel de la inserción de esa banda medial^{11,38} (Figura 18).



Figura 18. Maniobra de Hubscher o Test de Jack

Fuente: propia

El aumento de la tracción posterior sobre la falange proximal del primer dedo causa una tracción igual y opuesta dirigida posteriormente sobre la cabeza del primer metatarsiano. Como resultado, el antepié se plantarflexiona sobre el retropié y aumenta la altura del ALI. Del mismo modo, mientras se está realizando esta maniobra, se reduce la distancia entre la cabeza del primer metatarsiano y el tubérculo medial del calcáneo¹¹.

El aumento de la altura del ALI también se asocia a la supinación de ASA, provocada por la plantarflexión del primer radio, como ya se explicó en el apartado 3.4.1 Descripción.

La maniobra de Hubscher no sólo se emplea para comprobar el funcionamiento del MW, sino que también se utiliza en la práctica clínica como prueba en el diagnóstico de patologías como la fascitis plantar, aunque sobre esto existe bastante discrepancia.

De Garceau y cols.⁹ en su estudio donde trataron de determinar la sensibilidad y especificidad de esta maniobra, con una muestra de 75 sujetos, estando 22 de ellos diagnosticados de fascitis plantar, determinaron que tras realizar el test de Jack en sedestación con la rodilla flexionada 90° y en bipedestación estática, la especificidad en ambas posiciones fue del 100%, mientras que la sensibilidad fue de 13.6% en descarga y de un 31.8% en carga. Además, concluyeron que ésta es la única prueba específica que valora al MW, pero cuestionaron su utilidad en cuanto al diagnóstico de la fascitis plantar debido a su baja sensibilidad, indicando que en caso de llevarse a cabo se ha de realizar en bipedestación para maximizarla.

Por su parte, Alshami y cols.⁸ en su estudio donde evaluaron la prueba de flexión dorsal-eversión para el diagnóstico del síndrome del túnel tarsiano y el test de Jack para el diagnóstico de la fascitis plantar, como pruebas clínicas que ayudan a identificar la etiología del dolor en el talón, determinaron que ambas pruebas eran incapaces de identificar la etiología del dolor en el talón y que aumentaban significativamente la tensión en el nervio tibial, en los nervios plantares y en la fascia plantar, pudiendo hacer que el dolor plantar del talón aumentase. Estos resultados arrojaron más dudas acerca de la validez de esta maniobra como prueba útil en el diagnóstico diferencial de distintas patologías.

3.4.3 IMPORTANCIA DEL MECANISMO DE WINDLASS

El MW es considerado una característica propia y única del ser humano, necesario para la marcha bípeda sin el cual, no podríamos caminar de manera sistemática y

eficiente, pues es de gran importancia durante la fase final del apoyo, convirtiendo al pie en una palanca rígida con capacidad de propulsión^{11,39}.

Song y cols.⁷ en su estudio donde valoraron la relación entre el MW y la marcha humana, establecieron que el MW mejoró la eficiencia energética del pie, siendo ésta una de las funciones propias del mecanismo.

Para Fuller³ el MW constituye un modelo mecánico necesario para comprender los movimientos y la funcionalidad del pie, de utilidad para desarrollar nuevos métodos de tratamiento frente a las posibles patologías (fascitis plantar, Hallux límitus, Hallux rígido) que afecten a las distintas estructuras implicadas en él, proporcionando futuras líneas de investigación en biomecánica y patomecánica.

Por su parte, Aquino y cols.¹⁰ destacaron la importancia de evaluar el MW durante la práctica clínica, valorando el funcionamiento normal/anormal del pie, para posteriormente emitir un diagnóstico certero y un adecuado tratamiento biomecánico.

Finalmente Bolgla y cols.⁶ consideraron esencial conocer el funcionamiento de este mecanismo, pues afirmaron que es un modelo mecánico capaz de describir las condiciones en las que se encuentra el pie, permitiendo clínicamente comprender las causas biomecánicas de las distintas patologías asociadas a él y establecer el tratamiento necesario en cada caso, confirmando lo mencionado previamente por Fuller³ y Aquino¹⁰.

3.5 MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN EL PIE

La radiografía es aquella técnica exploratoria en la que sometemos a un cuerpo u objeto a la acción de los rayos X para obtener una imagen sobre una placa fotográfica (RAE). Esta técnica nos proporciona una imagen bidimensional del cuerpo tridimensional a estudiar^{4,40}.

A pesar de que el diagnóstico por imagen ha experimentado una importante evolución en los últimos años, sigue siendo la primera técnica de elección para valorar y

evaluar las estructuras óseas en el pie y sus posibles alteraciones morfológicas^{4,26}, y más concretamente para estudiar el primer segmento metatarso-digital⁴.

En la bibliografía se describen diferentes proyecciones radiográficas en función de las estructuras anatómicas que se quieran estudiar^{26,40-42}.

Las proyecciones más utilizadas en podología son las estandarizadas, básicas para estudiar las condiciones biomecánicas del pie^{26,40}. Estas son, la proyección lateral del pie, dorsoplantar del pie, posteroplantar del calcáneo, lateral de los dedos, anteroposterior del tobillo y lateral del tobillo. Todas ellas pueden realizarse tanto en carga como en descarga, aunque ésta última no suele ser habitual⁴⁰, pues se considera que las radiografías en carga proporcionan una imagen más adecuada del pie y son válidas para realizar estudios y comparaciones del mismo⁴³.

En este estudio se optó por la proyección radiográfica lateral en carga, pues es la que mejor representa las estructuras implicadas en el movimiento de extensión de la 1ªAMTF, protagonista en el MW. Además, esta proyección permite cuantificar una serie de mediciones angulares y longitudinales que, tras estudiar el MW, consideramos relevantes en esta investigación. Estas mediciones se detallarán en los siguientes subapartados.

3.5.1 ÁNGULO DE COSTA-BARTANI-MOREAU INTERNO

El ángulo Costa-Bartani-Moreau interno es considerado uno de los ángulos indicadores de la altura del ALI⁴⁴, y está formado por la línea que une el punto más bajo de la cabeza del primer metatarsiano y el punto más bajo de la cabeza del astrágalo, y por la línea que une éste último, al punto más bajo de la tuberosidad posterior del calcáneo^{41,43} (Figura 19). Los valores normales se sitúan entre 120° a 130°^{43,45}.

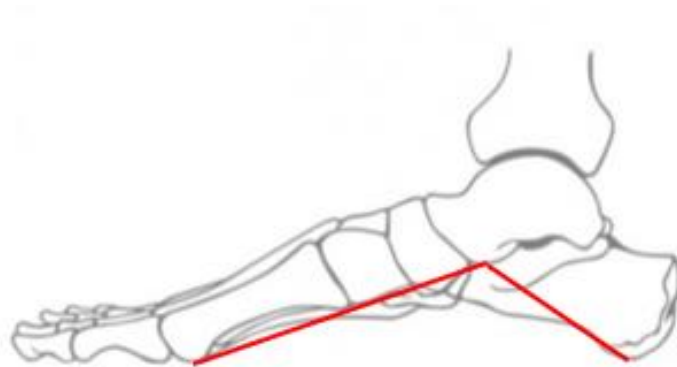


Figura 19. Ángulo de Costa-Bartani- Moreau interno

Fuente: propia

3.5.2 ÁNGULO DE ASTRÁGALO - PRIMER METATARSIANO

El ángulo astrágalo – primer metatarsiano, también conocido como línea de Meary, es el encargado de evaluar la orientación normal del primer metatarsiano respecto al suelo^{4,41}. Se considera el ángulo más importante para valorar la altura del ALI, y está formado por el eje longitudinal del astrágalo, que se determina uniendo el punto medio entre los bordes plantar y dorsal a nivel del cuerpo y del cuello del astrágalo, y el eje longitudinal del primer metatarsiano, que se determina uniendo el punto medio de los bordes plantar y dorsal del primer metatarsiano en las uniones metafisodiafisarias proximal y distal del mismo (Figura 20)^{43,44,46,47}.

Cuando el primer metatarsiano se encuentra en flexión plantar con respecto al astrágalo, este ángulo se considera negativo, y cuando se encuentra en flexión dorsal, se considera positivo. Siendo la relación normal entre ambos ejes longitudinales paralela⁴³. El valor normal es de 0°, oscilando entre - 4° en sentido plantar y + 4° hacia dorsal⁴⁴.

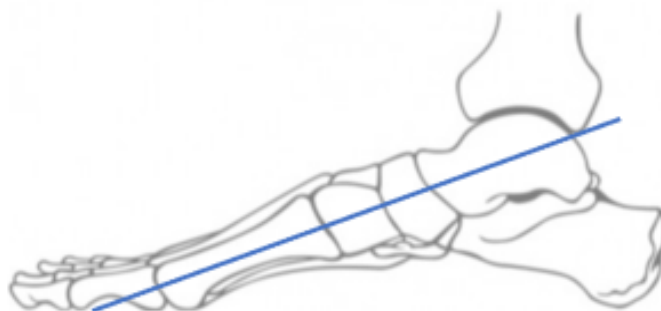


Figura 20. Ángulo astrágalo – 1º metatarsiano

Fuente: propia

3.5.3 ÁNGULO METATARSOFALÁNGICO DEL PRIMER DEDO

El ángulo metatarsofalángico del primer dedo es el encargado de medir el ángulo existente entre los ejes diafisarios del primer metatarsiano y de la falange proximal del primer dedo. Cuando la falange proximal se encuentra en flexión con respecto al primer metatarsiano, este ángulo se considera negativo, y cuando se encuentra en extensión, se considera positivo (Figura 21).

En condiciones normales, según algunos autores el 1° dedo puede presentar una extensión de 13°-18° con respecto al primer metatarsiano⁴³ o de 15 a 25° según otros⁴.

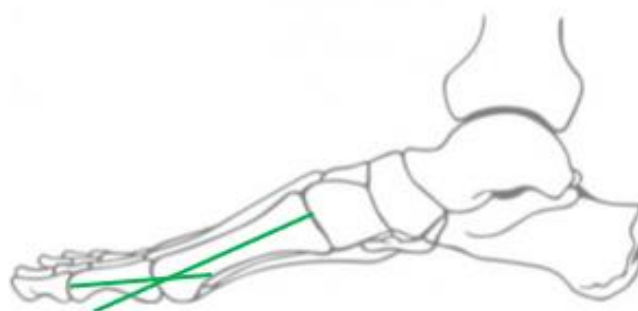


Figura 21. Ángulo metatarsofalángico del primer dedo

Fuente: propia

3.5.4 ÁNGULO DE INCLINACIÓN 1° METATARSIANO

El ángulo de inclinación del 1° metatarsiano es definido como el ángulo resultante entre el eje longitudinal lateral del primer metatarsiano y el plano del suelo, donde se toma como referencia los bordes plantares del calcáneo y el sesamoideo tibial⁴³. Su valor normal es de aproximadamente 20°⁴. (Figura 22).

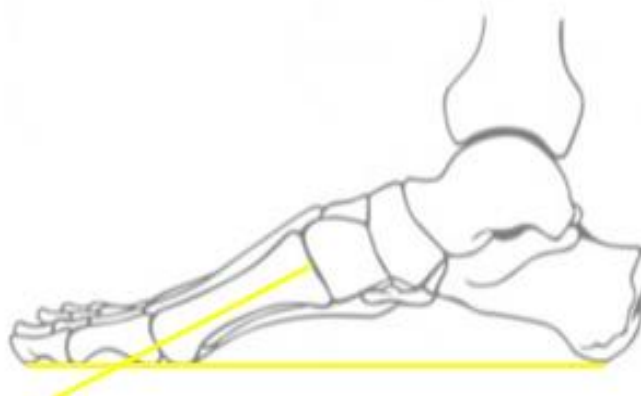


Figura 22. Ángulo de inclinación del 1º metatarsiano

Fuente: propia

3.5.5 ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE CALCÁNEO

El ángulo de inclinación del calcáneo es el ángulo resultante entre el eje de inclinación del calcáneo y la superficie de apoyo^{46,48} (Figura 23).

Con él se hace referencia a la altura del ALI, viéndose afectado por la pronación o supinación anormal del pie⁴⁶.

Sus valores normales oscilan entre los 20° y los 30°, siendo un valor inferior a 20° indicativo de un descenso del ALI y un valor superior a 30°, indicativo de un aumento importante en la altura del ALI⁴⁶.

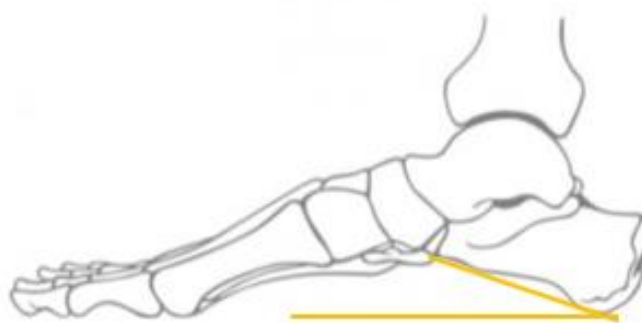


Figura 23. Ángulo de inclinación del calcáneo

Fuente: propia

3.5.6 LONGITUD DEL PIE

La longitud del pie se calcula midiendo la distancia entre el borde más posterior del calcáneo y el borde más anterior de la falange distal del primer dedo^{43,48} (Figura 24 – línea a).

También se ha de tener en consideración la longitud del pie con exclusión de los dedos, conocida como longitud del pie truncada, donde se mide la distancia entre el borde más posterior del calcáneo y el borde más anterior de la cabeza del primer metatarsiano (Figura 24 – línea b)⁴⁸.

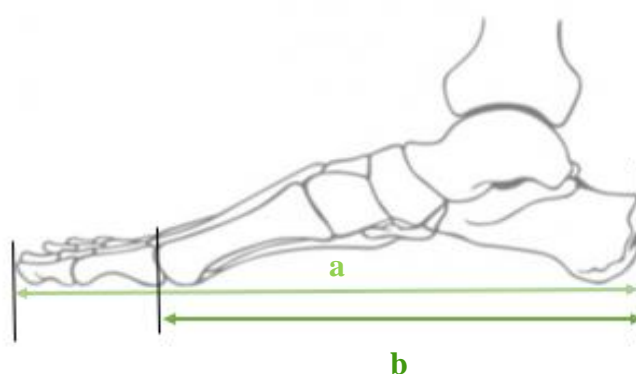


Figura 24. Longitud del pie

Fuente: propia

3.5.7 ALTURA DEL ESCAFOIDES

La altura del escafoides mide la distancia entre la superficie de apoyo y el borde inferior del escafoides⁴⁸ (Figura 25).

Diferentes autores consideran necesario emplear índices o medidas normalizadas en lugar de medidas absolutas, debido a que éstas pueden variar en función del tamaño del pie⁴³, de ahí que se empleen junto con la altura del escafoides, la altura del escafoides normalizada y la altura del escafoides truncada.

La altura del escafoides normalizada resulta de la división entre la altura del escafoides y la longitud total del pie. Mientras que la altura del escafoides truncada es el resultado entre la altura del escafoides y la longitud del pie, excluyendo los dedos⁴⁸.

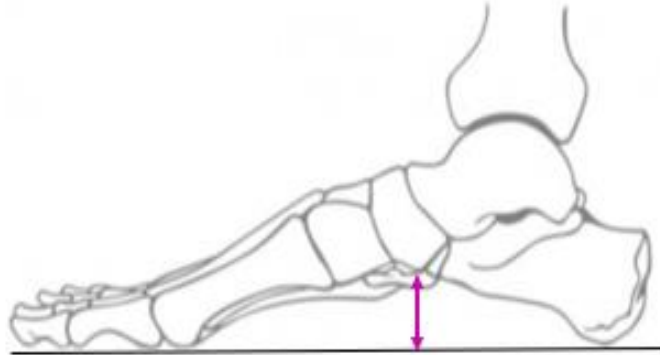


Figura 25. *Altura del escafoides*

Fuente: propia

Objetivos

4. OBJETIVOS

Los objetivos se clasifican en principales y secundarios:

4.1 OBJETIVOS PRINCIPALES

1. Cuantificar los grados de movimiento que se producen en el miembro inferior mediante un sistema de sensores inerciales, tras realizar dos mediciones de 45° y 60° de extensión en la 1ªAMTF, con el sujeto en bipedestación, respetando ángulo y base de sustentación.
2. Comparar radiográficamente los cambios que se producen en el pie en posición relajada y tras extender la 1ªAMTF 45° y 60° con el sujeto en bipedestación.

4.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS

1. Determinar el grado de repercusión provocado por la activación del mecanismo de windlass en tibia y en fémur.
2. Relacionar los valores obtenidos radiográficamente con los obtenidos mediante el sistema de sensores inerciales.

Hipótesis

5. HIPÓTESIS

La hipótesis de investigación (H_1) de este estudio se podría enunciar de la siguiente manera:

“La extensión de la 1ªAMTF genera cambios cinemáticos asociados al movimiento de supinación en mediopié, y de rotación externa de tibia y fémur”.

Por consiguiente, la hipótesis nula (H_{01}) se describiría como:

“La extensión de la 1ªAMTF no genera cambios cinemáticos asociados al movimiento de supinación en mediopié, y de rotación externa de tibia y fémur”.

Material y Método

6. MATERIAL Y MÉTODO

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se realizó un estudio cuasiexperimental prueba – post-prueba con un solo grupo de intervención. En este diseño se emplearon dos tipos de variables, la variable independiente, que fue el centro del experimento y estuvo aislada y manipulada por la investigadora. Y las variables dependientes, que constituyeron el resultado medible de esta manipulación y los resultados del diseño experimental. De esta manera, se partió de un punto de referencia inicial para ver qué nivel tenía el grupo en las variables dependientes antes del estímulo donde se manipulaba deliberadamente la variable independiente, observando así su efecto y relación con una o más variables dependientes⁴⁹.

En este caso, se valoró la relación establecida entre el movimiento de extensión de la 1ªAMTF, considerada variable independiente, con los movimientos rotacionales producidos en el miembro inferior, variables dependientes.

6.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Los datos estudiados pertenecen a una población compuesta por hombres y mujeres estudiantes del Grado en Podología de la Universidad de Sevilla, durante un período comprendido entre noviembre de 2017 y febrero de 2020, que cumplieran con los criterios de selección marcados y aceptaron participar en el estudio.

6.3 TIPO DE MUESTREO

Se ha empleado para la selección de la muestra, un muestreo no probabilístico consecutivo. En este tipo de muestreo, se desconoce la probabilidad que posee cada individuo de ser incluido en la muestra, y la selección se realizó mediante métodos en los que no interviene el azar. La selección de sujetos que en él participaron cumplieron los

criterios de inclusión y exclusión que se expondrán a continuación, siempre y cuando se encuentren libres de sesgo, y que sea una muestra representativa de la población de referencia⁵⁰.

6.3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los criterios de inclusión establecidos fueron:

- Sujetos sanos, a partir de 19 años. Se eligió este mínimo de edad por entender que hasta los 17-19 años, no se han cerrado la fisis de crecimiento óseo, consiguiéndose así la completa maduración del sistema musculo-esquelético del miembro inferior, permitiendo mayor capacidad de cambios rotacionales en estos segmentos⁵¹⁻⁵³
- Sujetos que presentaron un valor de 0-5° valgos en posición relajada de calcáneo en apoyo (en adelante, PRCA)⁵⁴⁻⁵⁶, foot posture index (en adelante, FPI) con un valor de 0-+5⁵⁷, posición neutra de eje de la ASA^{33,56} y 60° extensión de la 1ª AMTF^{4,28}. Se determinaron estos parámetros porque representan los valores de normalidad en el pie.

6.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Los criterios de exclusión fueron:

- Sujetos que hubieran sufrido fracturas o hubieran sido intervenidos quirúrgicamente del primer radio y/o del miembro inferior.
- Sujetos que presentasen Hallux Abductus Valgus.
- Sujetos que hubieran padecido o estuvieran padeciendo algún proceso inflamatorio, enfermedad degenerativa o reumática.
- Hiperlaxitud ligamentosa⁵⁸⁻⁶¹.
- Estar embarazada.

6.4 TAMAÑO MUESTRAL

Para poder estimar la media poblacional con una precisión de ± 3 grados y un error alfa del 5% (nivel de confianza del 95%), se necesitan al menos a 19 pacientes.

6.5 VARIABLES DEL ESTUDIO

Las variables estudiadas se clasificaron como variables descriptivas, dependientes e independientes.

6.5.1 VARIABLES DESCRIPTIVAS

Las variables descriptivas fueron:

- Edad: medida en años.
- Sexo: clasificado como hombre o mujer.
- Peso: medido en kilogramos (en adelante, Kg) mediante una báscula.
- Altura: medida en centímetros (en adelante, cm) con una cinta métrica.
- Índice de masa corporal (en adelante, IMC).
- FPI^{57,62}.
- PRCA^{54,56}: medida en grados, utilizando como sistema de medición una regla de Perthes.
- Extensión de la 1ªAMTF: medida en grados con goniómetro de dos ramas.
- Localización del eje de ASA según Kirby³³: medida en grados con el software AutoCAD® sobre imagen digital.

6.5.2 VARIABLE INDEPENDIENTE

La variable independiente fue la extensión de la 1ªAMTF empleando una cuña de EVA-corcho con una inclinación de 45° y de 60°^{4,28}.

6.5.3 VARIABLES DEPENDIENTES

Se clasificaron en función del sistema de medición utilizado:

- Variables dependientes cuantificadas mediante el sistema de sensores inerciales Bioval systems®:
 - Rotación de mediopié: medida en grados.
 - Rotación de tibia: medida en grados.
 - Rotación del fémur: medida en grados.

- Variables dependientes cuantificadas mediante radiografías con software AutoCAD®:
 - Ángulo de Costa-Bartani-Moreau interno (en adelante, C-B): medido en grados.
 - Ángulo astrágalo - 1º metatarsiano (en adelante, AST-1ºMTT): medido en grados.
 - Ángulo metatarsofalángico del primer dedo (en adelante, MTF 1ºD): medido en grados.
 - Ángulo de inclinación del 1º metatarsiano (en adelante, INC 1ºMTT): medido en grados.
 - Ángulo de inclinación del calcáneo (en adelante, INC CALC): medido en grados.
 - Longitud del pie (en adelante, LONG PIE): medida en cm.
 - Longitud del pie sin dedos (en adelante, LONG MTT): medida en cm.
 - Altura del escafoides (en adelante, AE): medido en cm.
 - Altura del escafoides normalizado (en adelante AE-N).
 - Altura del escafoides truncado (en adelante AE-T).

Todas estas variables hacen referencia al miembro inferior derecho y están explicadas en el apartado 3.5 Mediciones Radiológicas.

6.6 RECURSOS HUMANOS Y MATERIALES

6.6.1 RECURSOS HUMANOS

El recurso humano necesario para poder llevar a cabo este estudio ha estado constituido por una podóloga (investigadora principal) encargada de recoger todos los datos, así como realizar las placas radiográficas y todas las mediciones.

6.6.2 RECURSOS MATERIALES

En cuanto a los recursos materiales, puede ser dividirlo en dos partes, por un lado, el instrumental básico, empleado para determinar si el sujeto cumple los requisitos descritos para formar parte de la muestra de este estudio y, por otro lado, los equipos o sistemas empleados en el registro de los datos de mayor relevancia.

6.6.2.1 Instrumental básico

- Pantalón corto.
- Báscula y cinta métrica para calcular el IMC.
- Regla de Perthes para medir la PRCA^{63,64}.
- Goniómetro de dos ramas para cuantificar los grados de extensión de la 1ªAMTF⁶⁵.
- Camilla de exploración para valorar la 1ªAMTF y localizar el eje de ASA.
- Podoscopio sobre el que se valoró el FPI y se marcó la PRCA.
- Cuñas elaboradas de material EVA-Corcho, con una inclinación de 45° y de 60° (Figura 26).

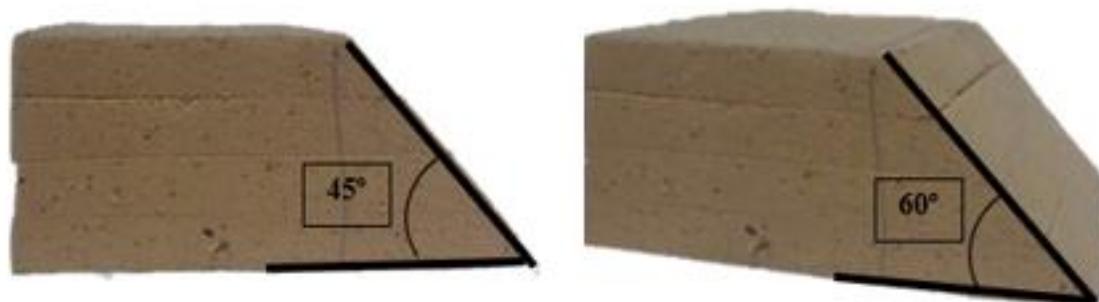


Figura 26. Cuñas de EVA – corcho con inclinación de 45° y 60°

Fuente: propia

6.6.2.2 Equipos informatizados/digitales

- **Scanner digital plantar CbsScanFoot® modelo EDP-G2-A:**

Es un escáner electrónico que permitió la recogida de la huella plantar, capturando la geometría de la misma. Es utilizado para estudiar en estática los apoyos y las presiones plantares, capturando el mapa cutáneo y permitiendo la impresión de la huella en tamaño real para la confección de ortesis plantares. Es un método clínico sencillo, limpio y fácil de desinfectar, que posibilita el registro informatizado de la huella plantar. Y sus medidas son 55,5 cm de largo, 53,4 cm de ancho, y 11cm de alto⁶⁶⁻⁶⁸.

- **Bioval Systems®:**

Es un sistema de análisis biomecánico en 3D, basado en sensores inerciales que permiten la valoración de cualquier fase de la mecánica humana en los tres planos del espacio.

Este sistema de análisis del movimiento humano está constituido por cuatro sensores inerciales de pequeño tamaño, con un peso aproximado 14 gramos, que quedan fijados al cuerpo mediante adhesivos de doble cara o velcros. Cada sensor contiene un acelerómetro, que registra los movimientos en el plano sagital; un giroscopio, que los registra en el plano frontal; y un magnetómetro que los registra en el plano transverso.

Bioval Systems® permite ser configurado de dos formas, dependiente o independiente. En la primera de ellas se puede valorar una articulación o extremidad, necesitando siempre un sensor de referencia. Mientras que en la configuración independiente esto no es necesario.

La información obtenida tras el análisis es representada mediante una serie de graficas que pueden ir acompañadas de imágenes en movimiento. Pudiéndose cuantificar y visualizar los movimientos en los planos sagital, frontal y transverso, de todas las articulaciones del cuerpo, tanto en estática como en dinámica^{69,70}.

Este sistema ha sido utilizado previamente por Grand y cols.⁷¹, para valorar y cuantificar los movimientos producidos en la articulación escapulohumeral. Posteriormente, en el ámbito podológico fue empleado por Manfredi y cols.⁶⁷, quienes cuantificaron de manera dependiente e independiente los grados de movimientos producidos en el MI, realizando una extensión máxima y otra de 45° de la 1ªAMTF. También ha sido utilizado por Florenciano y cols.⁷² para realizar un análisis descriptivo del movimiento del pie en los tres planos del espacio durante la carrera.

- **Equipo de radiodiagnóstico** constituido por una unidad portátil de rayos-X Sedecal SPS HF-4.0® con colimador⁷³:

Este equipo opera a potencial constante de alta frecuencia y en línea monofásica. Tiene el modo de control de dos puntos por selección de kilovoltios y miliamperios.

Los cassettes utilizados han sido Kodak X-Omatic® de 24x30cm con pantalla de intensificación regular. Los chasis se escogieron de este tamaño porque permitieron obtener la imagen lateral de un pie en carga sin compromiso de espacio.

- **Software AutoCAD® 2018** (AutodeskInc., San Rafael, CA, USA):

Es un software de diseño utilizado para dibujo 2D y modelado 3D, reconocido a nivel internacional por sus amplias capacidades de edición, pues hace posible la recreación de imágenes en 3D. Además, es uno de los programas más usados por arquitectos, ingenieros y diseñadores industriales, entre otros. En el ámbito de la

podología son numerosos los estudios^{40,43,66,67,73-78} que lo han utilizado para medir ángulos y longitudes, fundamentalmente, en imágenes radiográficas. En este estudio se empleó para medir el eje de localización de ASA y las mediciones radiográficas.

- **Software Microsoft Office 365 Excel/Word.**
- **Software SPSS Statistics Base 22.0.**

6.7 ASPECTOS ÉTICOS

Se respetaron las normas dictadas en la Declaración de Helsinki de 1964⁷⁹, y sus revisiones de Brasil Octubre de 2013. Además fueron de obligado cumplimiento las normas del Informe Belmont de 1978⁸⁰, la Ley General de Sanidad de 1986⁸¹, las del Convenio de Oviedo de 1997⁸² y la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente⁸³.

Los investigadores y profesionales sanitarios relacionados con este estudio se comprometieron a garantizar la confidencialidad de los datos y velar por el cumplimiento de las recomendaciones de la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD)⁸⁴ y las del Real Decreto 1720/2007 de 21 de diciembre por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la LOPD⁸⁵.

Así pues, se consideró oportuno para el desarrollo de este estudio obtener el consentimiento informado (Anexo II) de cada uno de los participantes. El equipo investigador guardó las copias de los consentimientos firmados. La información registrada ha sido empleada con carácter científico pudiendo ser empleada para la realización de otros estudios.

Con el objetivo de determinar si este trabajo se ajustaba a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea, se sometió a evaluación en el portal de Ética de la Investigación Biomédica de Andalucía con el comité evaluador CEI de los hospitales

universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío, obteniendo una valoración positiva por parte de dicho comité (Anexo IV).

6.8 PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN

6.8.1 CONSENTIMIENTO INFORMADO

Para poder llevar a cabo este estudio de investigación se les entregó a los sujetos que participaron en él una hoja de información (Anexo I) y un documento de consentimiento informado (Anexo II), donde se les explicaba en qué consistía, y tras ser aceptado y firmado, se procedió a la recogida de datos a través de una hoja diseñada para ello (Anexo III).

6.8.2 RECOGIDA DE DATOS

La recogida de datos se realizó durante los meses de noviembre 2017 a febrero 2020 en el Área Clínica de Podología. Los datos fueron extraídos por una única investigadora y anotados en la hoja de recogida de datos previamente diseñada. A continuación, se expone el protocolo que se llevó a cabo en dos etapas:

6.8.2.1 Protocolo 1º parte: selección del sujeto

- Se rellenaron los datos de filiación y otros datos considerados de interés. Además de proporcionar al sujeto unas mallas que permitieron llevar a cabo todo el proceso.

- El sujeto descalzo y sobre una báscula fue pesado y tallado.

- En bipedestación, sobre un podoscopio se valoró:

- Posición Relajada de Calcáneo en Apoyo:

La PRCA fue definida por Root²⁸ como la relación angular entre la bisección de la cara posterior del calcáneo y la superficie de apoyo, encontrándose el sujeto relajado y en ángulo y base de marcha⁸⁶.

Para trazar la bisección del calcáneo, se palpó los bordes medial y lateral de la cara posterior del calcáneo, marcando un punto medio, y repitiendo esta misma maniobra tres veces a una distancia equidistante, uniendo dichas marcas con una línea que se prolongaba distalmente. En la descripción original, tras realizar la bisección, la PRCA se midió utilizando un goniómetro de dos ramas colocando un brazo del goniómetro paralelo a la superficie de apoyo y el otro brazo paralelo a la bisectriz calcánea⁸⁶. En este estudio, en lugar de utilizar un goniómetro de dos ramas, se empleó una regla de Perthes, como ya describió y utilizó Oller⁶³ en su estudio sobre la fórmula metatarsal y su valor predictivo en los trastornos de la marcha.

El resultado obtenido con esta medición se clasifica en neutro o fisiológico, cuando se define una línea recta, valgo o pronado, cuando la línea se dirige hacia el lado interno del cuerpo (más de 5°) y varo o supinado, cuando la línea se dirige hacia el lado externo del cuerpo (valores negativos)⁶³.

- Foot Posture Index:

El FPI fue descrito por Redmond y cols.^{57,87} como una herramienta validada de diagnóstico clínico cuyo objetivo es cuantificar el grado de posición neutra, pronada o supinada del pie, mediante un sistema de puntuación en base a unos criterios.

Son seis los criterios clínicos que lo constituyen, la palpación de la cabeza del astrágalo, la curvatura supra e infra maleolar lateral, la posición del calcáneo en el plano frontal, la prominencia de la región talonavicular, la congruencia del ALI y la abducción/adducción del antepié respecto a retropié.

La puntuación está comprendida entre -12 y + 12. Los valores alrededor de 0 coincidirán con un pie neutro, siendo a su vez los de un pie pronado los que se acerquen a +12, y de un pie supinado los que lo hagan a -12. Por tanto, se establece como valores normales aquellos que van desde 0 a +5⁶².

- Valoración de la laxitud ligamentosa:

Se valoró la laxitud ligamentosa siguiendo los criterios de exploración establecidos en la escala de Beighton⁵⁸, validada para la medición de la movilidad articular. Estos criterios son:

- Dorsiflexión o extensión pasiva de la quinta metacarpofalángica más allá de los 90°.
- Aposición pasiva del pulgar hacia el antebrazo.
- Hiperextensión pasiva del codo de más de 10°.
- Hiperextensión de la rodilla de más de 10°.
- Flexión hacia adelante del tronco, con las rodillas rectas, de modo que las palmas de las manos toquen fácilmente el suelo.

Los criterios del 1 al 4 han de hacerse de manera bilateral, sumando 1 punto cada uno de ellos, en caso afirmativo. Una puntuación superior o igual a 4, sobre 9, es indicativo de hiperlaxitud articular.

- Sobre la camilla de exploración:

- Exploración de la extensión de la 1ªAMTF en descarga:

Se valoró el movimiento de extensión de la 1ªAMTF según la descripción realizada por Munuera⁴ en su libro “El primer radio. Biomecánica y ortopodología”. Técnica que posteriormente emplearon Benhamú⁶⁰ y López del Amo^{27,65}, entre otros, en sus investigaciones.

Para realizar la exploración, el sujeto se encontraba en decúbito supino sobre la camilla, y con el pie en posición relajada, utilizándose para la medición un goniómetro de dos ramas. El centro del goniómetro se colocó en el centro de la cabeza del primer metatarsiano y la rama proximal se colocó paralela a la biseción de la diáfisis del metatarsiano, fijándola al pie con una mano. La rama distal del goniómetro quedó paralela a la biseción de la falange proximal, fijándola al dedo con la otra mano. (Figura 27) Para cuantificar el movimiento de extensión, desde la posición relajada se llevó el dedo junto con la rama distal del goniómetro hacia la máxima extensión, permitiendo que el primer radio se plantarflexione para que el movimiento de extensión se produzca en su totalidad⁴.

- Localización del eje de la articulación subastragalina:

Con el sujeto en decúbito supino, la rodilla extendida y el pie con una flexión de 90°, se localizó el eje de ASA mediante la técnica palpatoria (Figura 28) descrita por Kirby³³.

Consistió en aplicar con el dedo pulgar, una serie de presiones sobre la zona plantar del talón, pasando por mediopié, hasta llegar al antepié, simulando de esta forma las fuerzas reactivas del suelo³³ como ya se describió en el apartado 3.2.3.3 Localización del eje rotacional de ASA.



Figura 27. Valoración de la extensión de la 1ªAMTF en descarga

Fuente: propia



Figura 28. Localización del eje de la ASA en decúbito supino. Técnica descrita por Kirby

Fuente: propia

Tras cuantificar todos los valores obtenidos, se comprobó que el sujeto cumplía con cada uno de los criterios previamente establecidos. En caso afirmativo, se procedió con el resto de recogida de datos.

6.8.2.2 Protocolo 2º parte: registro de datos informatizados

- Escaneado de la huella plantar con la representación del eje de ASA:

El escaneado se llevó a cabo mediante el empleo del Scanner Digital Plantar CbsScanFoot modelo EDP-G2-A, permitiendo capturar la geometría de la huella plantar en tamaño real. Para ello, el sujeto se encontraba en bipedestación, respetando el ángulo y la base sustentación. El pie derecho debía estar colocado en el centro del escáner y el izquierdo, fuera de la lente, pero paralelo al otro pie, tal y como describen Manfredi y cols.⁶⁶ en su estudio, donde realizaron una comparativa entre las diferentes técnicas de obtención de toma de moldes y la morfología del pie en carga (Figura 29).



Figura 29. Escaneado de la huella plantar en carga

Fuente: propia

- Seguidamente se realizaba una medición con el sistema de sensores Bioval Systems®.

En este estudio, para valorar y cuantificar los grados de movimiento generados durante la activación del MW en el MI, se emplearon cuatro sensores inerciales capaces de captar el grado movimiento de los segmentos óseos. Estos sensores fueron colocados en la falange proximal del primer dedo, en el dorso del pie, en la cresta tibial y en la bisección lateral del fémur del miembro derecho.

Para fijar los sensores en la cresta tibial y en la bisección lateral del fémur, se decidió utilizar unas pletinas metálicas forradas de goma EVA por la zona que quedaba en contacto directo con la piel. Y unos velcros ajustables al diámetro de cada segmento, quedando las pletinas agarradas a la extremidad (Figura 30). De esta manera, los sensores quedaron bien adheridos a la superficie de las platinas, moviéndose junto con el segmento óseo en cuestión, y reduciéndose de esta forma la interferencia generada por los desplazamientos propios de la piel.

Los sensores localizados en la falange proximal del primer dedo y en el dorso del pie fueron adheridos directamente a unas correas de nylon con velcro, debido a la poca superficie que presentaban ambas localizaciones (Figura 30).



Figura 30. Colocación de los sensores con el sistema de fijación adaptado al estudio

Fuente: propia

Una vez colocadas las pletinas metálicas en el MI, se programó Bioval Systems® en el ordenador, presentando una configuración de tipo independiente, cuantificándose de manera aislada el grado de movimiento en cada uno de los sensores. Se procedió a realizar 3 mediciones de 30 segundos cada una de ellas.

En cada medición el sujeto se encontraba en bipedestación, en carga relajada. Se extendió el primer dedo (Figura 31) y se colocó debajo de éste una cuña de EVA de 45° de extensión (Figura 32) durante unos 10 segundos. Posteriormente, se retiró la cuña, dejando el dedo en posición relajada. Seguidamente, se volvió a realizar la extensión (Figura 33), colocándose en este caso una cuña de 60° de extensión (Figura 34) durante

otros 10 segundos. Y finalmente se colocó el dedo en posición relajada. Repitiéndose este proceso 3 veces consecutivas.



Figura 31. Extensión 1º dedo

Fuente: propia



Figura 32. Colocación cuña con inclinación de 45º

Fuente: propia



Figura 33. Extensión 1º dedo

Fuente: propia



Figura 34. Colocación cuña con una inclinación de 60º

Fuente: propia

- Se finalizó la recogida de datos con la realización de 3 radiografías del pie derecho en carga, desde una proyección lateral, con la placa de rayos X en contacto con la cara medial del pie y el haz de rayos perpendicular a la placa, a una distancia de 1 metro. Todas las radiografías fueron tomadas con la fuente establecida a 53Kw y 5.0mAs.

La primera de las radiografías se realizó con el pie relajado (Figura 35 Imagen A), y la segunda y tercera con una extensión pasiva de la 1ª AMTF (Figura 35 Imagen B), empleando en ambos casos una cuña de EVA-Corcho con una inclinación de 45° y 60° respectivamente.

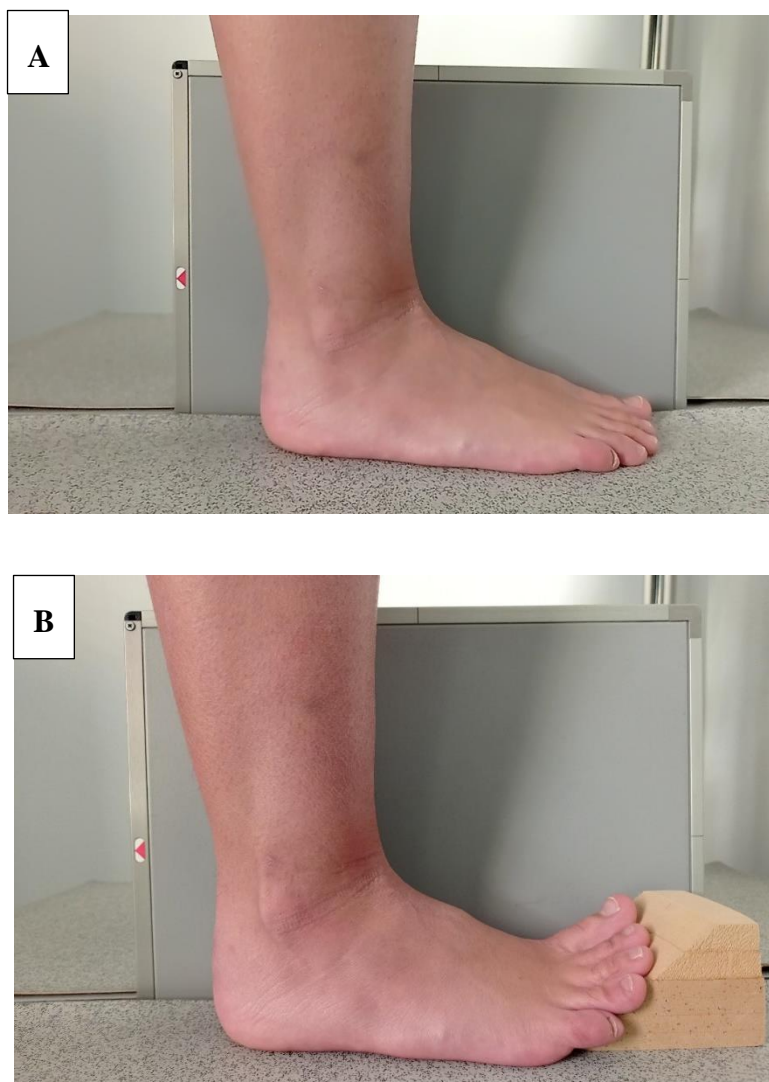


Figura 35. Radiografía en carga relajada (A). Radiografía con una extensión pasiva de 45° - 60°, utilizando unas cuñas de EVA – corcho con estas inclinaciones (B)

Fuente: propia

6.8.3 PROCESAMIENTO DE DATOS

Una vez obtenida toda la información se procedió a la cuantificación de todas las mediciones, dividiendo este proceso en dos partes:

6.8.3.1 Datos – sistema de sensores inerciales Bioval systems®

Por cada sujeto, se realizaron 3 mediciones de 30 segundos cada una de ellas. Y cada medición se dividió en dos partes, una asociada a los 45° de extensión y otra a los 60°. Pero al utilizar 4 sensores, se obtuvieron 4 valores distintos en cada maniobra de extensión realizada (45° y 60°).

Los movimientos registrados en grados por los sensores fueron:

- Sensor amarillo localizado en la falange proximal del primer dedo: movimiento de extensión (registrado por el programa como pitch).
- Sensor rojo localizado en el dorso del pie: movimiento de prono/supinación (registrado como yaw).
- Sensores verde y azul, localizados en la cresta tibial y en la bisección lateral del fémur, consecutivamente: movimiento de rotación (registrados como roll).

La información proporcionada por el sistema quedó representada mediante gráficas (Figura 36), cuyos valores pudieron verse numéricamente en un documento Excel. El procedimiento que se llevó a cabo para conseguir un valor numérico en cada movimiento registrado fue el siguiente:

1. Se extrapoló la información de las gráficas a un documento Excel.
2. Se identificó en la gráfica del sensor localizado en la falange proximal del primer dedo (sensor amarillo) el intervalo de tiempo, en segundos, en que se inició y finalizó las extensiones de 45° y de 60° (Figura 37).

3. Se buscó en el resto de los sensores el intervalo de tiempo marcado por el sensor amarillo.
4. Se realizó una media entre todos los valores obtenidos en cada intervalo de tiempo, obteniéndose finalmente dos valores de movimiento (en grados), uno para la extensión de 45° y otro para la de 60°, por cada sensor (Figura 38).

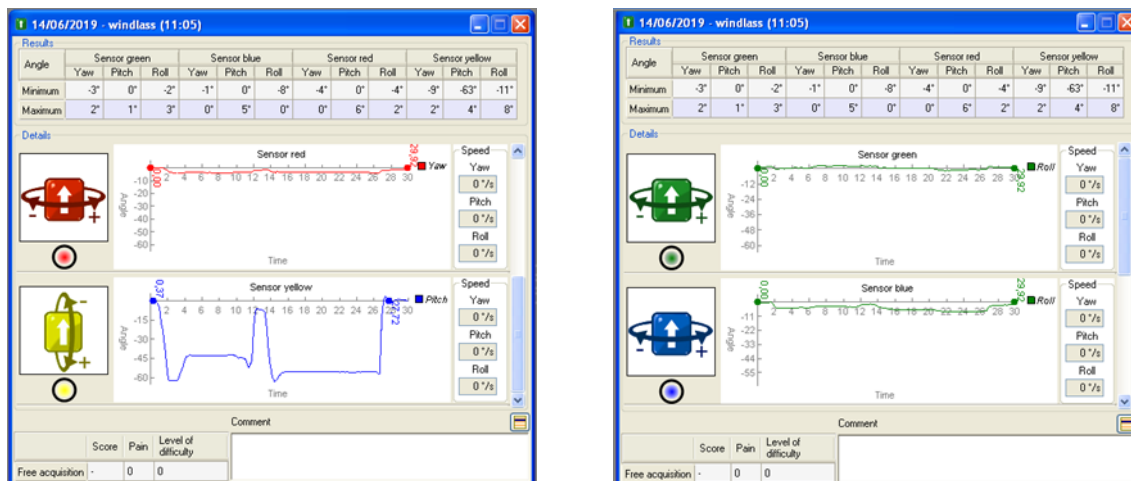


Figura 36. Representación gráfica de los resultados con el sistema de análisis en 3D

Fuente: propia

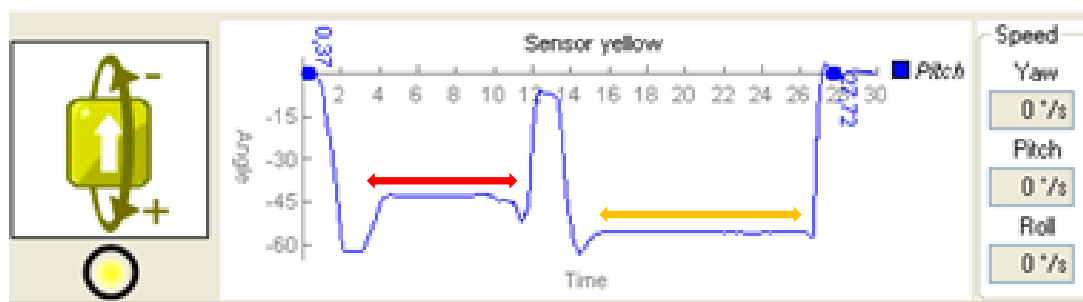


Figura 37. Sensor localizado en la falange proximal del primer dedo. Intervalo de tiempo extensión 45° (color rojo). Intervalo de tiempo extensión 60° (color anaranjado)

Fuente: propia

Time	Pitch	Yaw	Roll	Roll						
2		0,021	0,070	-0,153	0,074					
3	0,123	0,022	0,077	-0,154	0,093					
4	0,17	0,008	0,085	-0,197	0,079					
5	0,217	-0,021	0,076	-0,168	0,058					
6	0,264	-0,097	0,085	-0,196	-0,020					
7	0,311	-0,207	0,076	-0,190	0,041					
8	0,358	-0,488	0,067	-0,157	0,183	45°	-9,981	-0,777	-1,854	-1,913
9	0,405	-0,902	0,105	-0,127	0,389	60°	-61,966	-1,438	-2,620	-3,680
10	0,451	-1,648	0,111	-0,120	0,420					
11	0,498	-2,133	0,138	-0,126	0,170					
12	0,545	-2,440	0,169	-0,166	-0,050					
13	0,592	-2,792	0,174	-0,178	-0,117					
14	0,639	-2,775	0,183	-0,136	0,010					
15	0,686	-2,398	0,121	-0,039	0,125					
16	0,733	-1,999	0,082	0,016	0,191					
17	0,78	-1,111	0,018	0,078	0,321					

Figura 38. Procesamiento de datos documento Excel. Cálculo del valor medio en cada sensor, para cada extensión (45° - 60°)

Fuente: propia

6.8.3.2 Datos – AutoCAD®

En este estudio, el AutoCAD® se empleó en la cuantificación del eje de ASA, tal y como describió Kirby³³, tras el escaneado de la huella plantar (Figura 39) (explicado en el apartado 3.2.3.3 Localización del eje de rotación de ASA) .



Figura 39. Cuantificación eje de ASA con AutoCAD®

Fuente: propia

También se utilizó este software en la cuantificación de las mediciones radiográficas, llevadas a cabo por un único observador.

Éstas fueron: el ángulo de Costa-Bartani-Moreau interno, el ángulo de inclinación del calcáneo, el ángulo astrágalo - 1º metatarsiano, el ángulo de inclinación del 1º metatarsiano, el ángulo metatarsofalángico del primer dedo, la altura del escafoides, la AE normalizada, la AE truncada y la longitud del pie con y sin dedos. Todas ellas, se realizaron tal y como se describió en el apartado 3.5 MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN EL PIE, a excepción del ángulo metatarsofalángico del primer dedo (Figura 40).

Radiográficamente, desde una proyección lateral en carga, el ángulo metatarsofalángico del primer dedo se calcula midiendo el ángulo existente entre el eje de la diáfisis del primer metatarsiano y el eje la diáfisis de la falange proximal del primer dedo⁴³.

En este estudio, uno de los objetivos fue valorar la extensión de la 1ªAMTF con dos técnicas; sistema de sensores inerciales y radiografía. Para que éstas puedan ser comparadas las referencias deben ser similares. Por esta razón, se realizó una modificación de esta medición.

La valoración de la extensión de la 1ªAMTF es una medición clínica utilizada con gran frecuencia en la actividad asistencial diaria. Pero, tal y como refleja la literatura, no existe un consenso sobre cuál es la técnica de medición que cuantifique con mayor precisión su rango de movilidad^{4,65}.

La técnica de medición de la 1ªAMTF en la que nos hemos basado para poder cuantificar radiográficamente el ángulo metatarsofalángico del primer dedo, fue la propuesta por Palladino⁸⁸ con el sujeto en carga.

En esta técnica, el sujeto se debe encontrar en bipedestación y el investigador debe extender el primer dedo hasta llegar a su límite de extensión, sin la ayuda del sujeto. Las referencias que se utilizan son; la bisección de la falange proximal y la superficie de apoyo, en este caso el suelo. Y el instrumento de medida utilizado es el goniómetro⁴.

La razón, por la que se eligió esta técnica, fue porque las referencias que se utilizaban fueron similares a las referencias empleadas en el sistema de sensores inerciales. Es decir, se cuantifica el ángulo formado entre la falange proximal y el suelo (Figura 41).

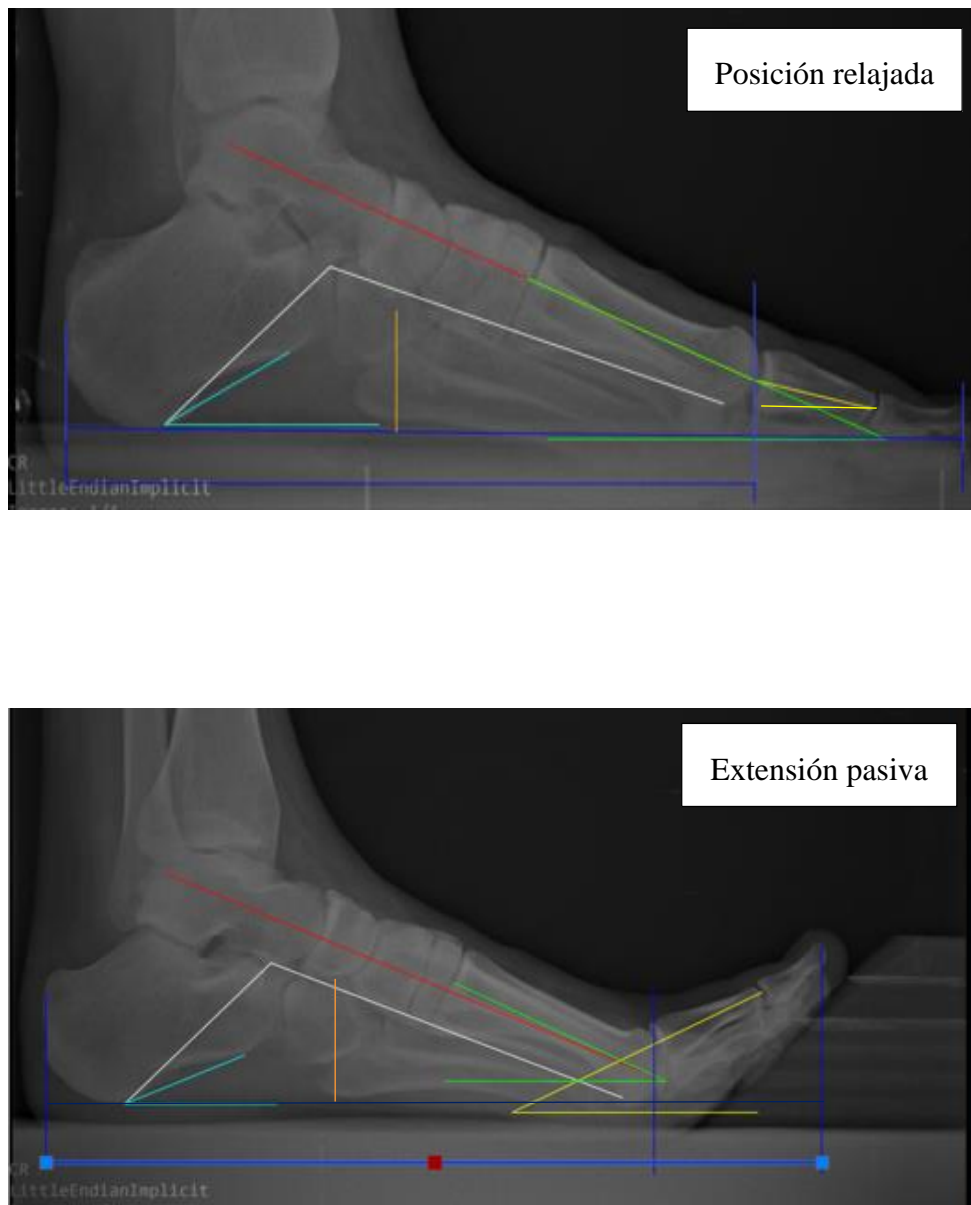


Figura 40. Cuantificación mediciones radiográficas con AutoCAD®

Fuente: propia

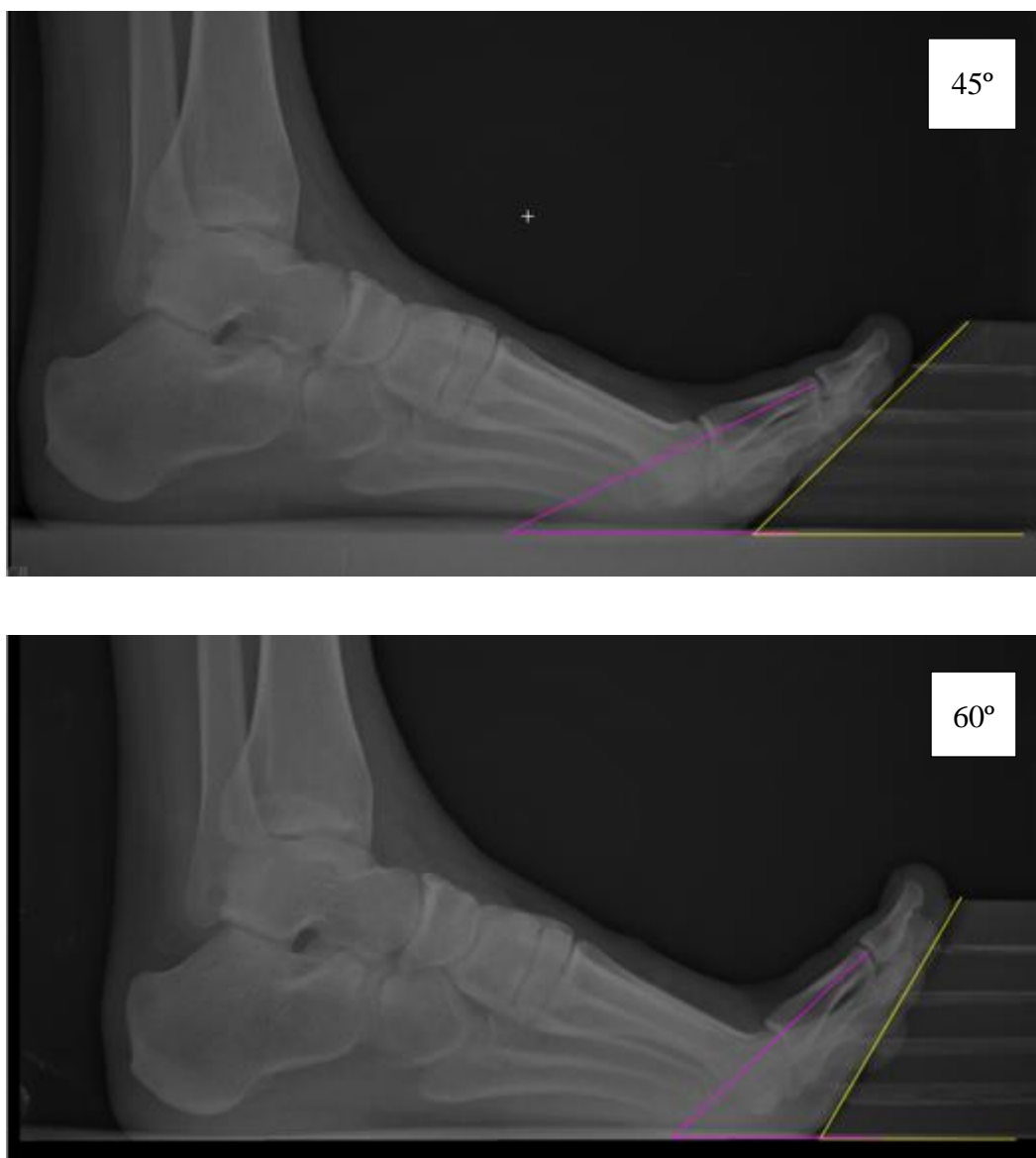


Figura 41. Cuantificación mediciones radiográficas con AutoCAD®.

Modificación ángulo metatarsofalángico 1º dedo

Fuente: propia

6.8.3.3 Datos globales

De cada sujeto se obtienen múltiples valores para analizar y relacionar entre sí. Estos son:

- Extensión de la 1ªAMTF con goniómetro de dos ramas.
- Cuantificación eje de ASA.

- Tres mediciones de 30 segundos de la que se obtienen 24 valores por sujeto (12 para la extensión de 45° y otros 12 para la de 60°).
- Todas las mediciones radiológicas suman un total de 27 valores.

6.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se ha realizado utilizando el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 22. Para el análisis descriptivo se han calculado la frecuencia absoluta (en adelante, N), media, desviación estándar (en adelante, D.T.), mediana y rango intercuartílico.

Para el análisis inferencial se ha tenido en cuenta un nivel de confianza del 95% por lo que el p-valor experimental se ha comparado con un nivel de significación del 5%.

Para conocer el tipo de prueba más adecuada a emplear según sea el comportamiento de los datos se aplica el test de Shapiro-Wilk, que nos informa si la variable cumple los criterios de normalidad.

Las pruebas que se han llevado a cabo para analizar la evolución de las variables según sea su grado de medición son:

- Prueba T para muestras relacionadas. Compara 2 muestras relacionadas cuando los valores de las variables cumplen los criterios de normalidad.
- Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas. Compara 2 muestras relacionadas que no cumplen los criterios de normalidad.
- ANOVA de medidas repetidas. Compara más de 2 muestras relacionadas cuando los valores de las variables cumplen los criterios de normalidad.

- Análisis bidimensional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas. Compara más de 2 muestras relacionadas que no cumplen los criterios de normalidad.

En el caso de que las pruebas anteriores resultaran estadísticamente significativas ($p < 0.05$), se calcula el tamaño del efecto con la d de Cohen cuando las variables cumplen los criterios de normalidad o la r de Rosenthal en caso contrario. Estos valores son: $0 < 0,2$ se considera tamaño del efecto muy pequeño; $0,2 < 0,5$ se considera tamaño del efecto pequeño; $0,5 < 0,8$ se considera mediano y $\geq 0,8$ se considera grande.

Se ha obtenido los coeficientes de correlación para conocer las relaciones existentes entre las variables cuantitativas, calculando el coeficiente de correlación de Pearson cuando las variables cumplen los criterios de normalidad, o el coeficiente de correlación de Spearman en caso contrario.

Para la validación de los resultados se han utilizado técnicas estadísticas de concordancia a través del gráfico de Bland-Altman, que permite comparar dos técnicas de medición. Se considerará las mediciones concordantes si al menos el 90% de las mediciones se encuentran dentro de los límites de concordancia.

Resultados

7. RESULTADOS

Los resultados han sido divididos en cuatro apartados: análisis descriptivo; análisis de los cambios radiográficos; análisis del grado de repercusión generado en el MI por la activación del MW utilizando el sistema de sensores inerciales; relación sistema de sensores inerciales – mediciones radiográficas. El orden seguido para su desarrollo da respuesta a los objetivos establecidos.

7.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO

La muestra de estudio estuvo compuesta por un total de 25 sujetos (N= 25), 17 de las cuales fueron mujeres y 8 fueron hombres, con edades comprendidas entre los 19 y los 31 años.

7.1.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO POBLACIÓN DE ESTUDIO

Las características de la muestra respecto a las variables edad, IMC, grados de Helbing, FPI, grados de la 1ªAMTF medidos con goniómetro y localización del eje de ASA se observan en la tabla 1.

	Media	Desviación Estándar	Mediana	Rango Intercuartílico
Edad	23,3	3,3	23	20-26
IMC	22,5	3,1	22,3	20,7-24,2
PRCA	2,1	1,1	2	1,5-3
FPI	3,3	1,6	4	2,5-4,5
1ª AMTF	70,2	6,4	70	65-75
ASA	13,8	28	14	12-16

*Unidades de medida: Edad (años); IMC (Kg/m²); PRCA (grados valgo), 1ªAMTF y ASA (grados)

Tabla 1. Características de la muestra N = 25

7.1.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL SISTEMA DE SENSORES INERCIALES

En la tabla 2 se expone la media, desviación estándar, mediana y rango intercuartílico de las variables 1ª AMTF, mediopié, tibia y fémur, cuantificadas mediante el sistema de sensores inerciales Bioval Systems®.

		Media	Desviación Estándar	Mediana	Rango Intercuartílico
1ª AMTF	45°	42,6	3,7	42,5	39,7-44,8
	60°	52,6	4,6	52,6	50,1-55,4
Mediopié	45°	2,3	1,1	2,3	1,6-3,1
	60°	2,9	1,6	3	1,6-3,8
Tibia	45°	4	2,2	3,6	2,2-5,6
	60°	5,5	3,1	4,9	2,6-8,5
Fémur	45°	3,5	1,6	2,8	2,2-5,1
	60°	4,4	2,5	3,9	2,4-6,9

*Todas las variables se miden en grados.

Tabla 2. Estadística descriptiva sistema de sensores inerciales

7.1.3 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LAS MEDICIONES RADIOGRÁFICAS

Mostramos en la tabla 3 la media, desviación estándar, mediana y rango intercuartílico de las variables angulares y longitudinales, cuantificadas mediante radiografías.

		Media	Desviación Estándar	Mediana	Rango Intercuartílico
Costa–Bartani	CR	122,4	5,8	122	120-126
	45	117,1	5,4	118	115-119
	60	115	5,6	116	112-119
Astrágalo-1° MTT	CR	0,8	1,7	0	0-0,5
	45	4,9	3,8	5	2,0-6,5
	60	5,8	3,8	4	3-8
Metatarsofalángico 1° Dedo	CR	10,4	1,7	10	9-12
	45	29	2,7	29	28-30,5
	60	39,4	3,8	40	37,5-41,5
Declinación 1° MTT	CR	22,1	3,6	22	20-24
	45	25,8	3,8	25	23-29
	60	28,2	3,2	28	25,5-30,5
Inclinación Calcáneo	CR	22,8	3,8	23	20,5-25,5
	45	26,5	4,2	27	24-29
	60	28	4,5	28	25-30,5
Longitud Pie	CR	26,8	1,9	26,9	25,3-27,8
	45	24,9	1,8	24,7	23,5-26,5
	60	23,8	1,6	23,8	22,4-25,1
Longitud MTT	CR	20,6	1,6	20,3	19,5-21,6
	45	19,7	1,3	19,8	18,7-21
	60	19,5	1,3	19,8	18,6-20,4
AE	CR	3,4	0,6	3,4	3,1-3,6
	45	4,1	0,6	3,9	3,7-4,5
	60	4,3	0,6	4,1	3,9-4,9
AE Normalizado	CR	0,12	0,02	0,12	0,12-0,14
	45	0,16	0,02	0,16	0,15-0,17
	60	0,18	0,02	0,18	0,17-0,20
AE Truncado	CR	0,16	0,03	0,16	0,15-0,18
	45	0,21	0,03	0,2	0,19-0,22
	60	0,22	0,03	0,22	0,2-0,24

*Todas las variables se miden en grados, a excepción de longitud pie, longitud MTT y AE, que se miden en centímetros.

Tabla 3. Estadística descriptiva mediciones radiográficas.

7.2 ANALISIS DE LOS CAMBIOS RADIOGRÁFICOS

Se analizó el comportamiento y evolución de las variables en las distintas posiciones en las que fueron cuantificadas con la medición radiográfica (posición relajada, 45° y 60°). Siendo el principal objetivo determinar si existía o no diferencias entre ellas.

Los resultados indicaron que $p < 0,05$, por tanto, existieron diferencias estadísticamente significativas (tabla 4).

Se realizó el análisis bidimensional de Friedman de varianza para muestras relacionadas o el ANOVA de medidas repetidas, según sea el comportamiento de las variables. También se realizaron pruebas post-hoc, obteniéndose tres pares, CR-45, CR-60 y 45-60. Y se determinó, tomando como referencia CR, la magnitud de la diferencia entre 45° y 60° mediante la valoración del tamaño del efecto⁸⁹. Los resultados obtenidos indicaron que la relación CR-60 fue la más evidente, es decir, fue la relación donde se observó una mayor diferencia de comportamiento entre variables.

Respecto a la magnitud de la diferencia entre cada uno de estos tres pares, cabe destacar la variable metatarsofalángica del primer dedo. En ella, el tamaño del efecto alcanzado en los tres pares ha sido muy alto, superior a 0,8, respecto al resto de las variables. En el par CR-45 un valor de 0,971; en CR-60 un valor de 0,980 y en 45-60 un valor de 0,845.

En cuanto al resto de variables, el tamaño del efecto ha sido considerado mediano, con un valor superior a 0,5 en el par CR-60 en las variables declinación 1° metatarsiano (0,668), inclinación de calcáneo (0,527), y longitud del pie (0,650). También fue estimado mediano en AE truncado tanto en el par CR-45 (0,617) como en el par CR-60 (0,721). El tamaño del efecto para el resto de las variables en los tres pares ha sido determinado como un valor bajo.

		p (Tamaño efecto)					
	CR	45°	60°	p	CR-45°	CR-60°	45°-60°
C-B	122,4±5,8 122 (120-126)	117,1±5,4 118 (115-119)	115±5,6 116 (112-119)	<0,001 ¹	<0,001 (0,232)	<0,001 (0,344)	0,143
AST-1° MTT	0,8±1,7 0 (0-0,5)	4,9±3,8 5 (2,0-6,5)	5,8±3,8 4 (3-8)	<0,001 ¹	<0,001 (0,228)	<0,001 (0,300)	0,609
MTF 1°D	10,4±1,7 10 (9,0-12,0)	29±2,7 29 (28,0-30,5)	39,4±3,8 40 (37,5-41,5)	<0,001 ²	<0,001 (0,971)	<0,001 (0,980)	0,002 (0,845)
INC 1°MTT	22,1±3,6 22 (20-24)	25,8±3,8 25 (23-29)	28,2±3,2 28 (25,5-30,5)	<0,001 ²	<0,001 (0,452)	<0,001 (0,668)	<0,001 (0,323)
INC CALC	22,8±3,8 23 (20,5-25,5)	26,5±4,2 27 (24-29)	28±4,5 28 (25,0-30,5)	<0,001 ²	<0,001 (0,413)	<0,001 (0,527)	<0,001 (0,173)
LONG PIE	26,8±1,9 26,9 (25,3-27,8)	24,9±1,8 24,7 (23,5-26,5)	23,8±1,6 23,8 (22,4-25,1)	<0,001 ²	<0,001 (0,455)	<0,001 (0,650)	<0,001 (0,306)
LONG MTT	20,6±1,6 20,3 (19,5-21,6)	19,7±1,3 19,8 (18,7-21,0)	19,5±1,3 19,8 (18,6-20,4)	<0,001 ²	<0,001 (0,276)	<0,001 (0,351)	0,001 (0,093)
AE	3,4±0,6 3,4 (3,1-3,6)	4,1±0,6 3,9 (3,7-4,5)	4,3±0,6 4,1 (3,9-4,9)	<0,001 ¹	<0,001 (0,216)	<0,001 (0,384)	0,009 (0,168)
AE-N	0,12±0,02 0,12 (0,12-0,14)	0,16±0,02 0,16 (0,15-0,17)	0,18±0,02 0,18 (0,17-0,2)	<0,001 ¹	0,003 (0,184)	<0,001 (0,368)	0,003 (0,184)
AE-T	0,16±0,03 0,16 (0,15-0,18)	0,21±0,03 0,20 (0,19-0,22)	0,22±0,03 0,22 (0,20-0,24)	<0,001 ²	<0,001 (0,617)	<0,001 (0,721)	<0,001 (0,273)

¹Análisis bidimensional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas

²ANOVA de medidas repetidas

Tabla 4. Análisis evolución de las variables en las mediciones radiográficas. Tamaño del efecto.

7.3 ANÁLISIS DEL GRADO DE REPERCUSIÓN GENERADO EN EL MI POR LA ACTIVACIÓN DEL MW, UTILIZANDO EL SISTEMA DE SENSORES INERCIALES

Al igual que con las mediciones radiográficas, se analizó el comportamiento y evolución de las variables en las distintas posiciones en las que han sido cuantificadas con el sistema de sensores inerciales (45° y 60°), determinando así si existían o no diferencias entre ellas.

Los resultados (tabla 5) indicaron que tras analizar el comportamiento de las variables 1ªAMTF, mediopié, tibia y fémur, en 45° y 60° respectivamente, el valor de $p < 0,05$, por tanto, existían diferencias estadísticamente significativas.

Además, se determinó la magnitud de la diferencia entre 45° y 60° mediante la valoración del tamaño del efecto. Se observó que, tanto en 1ªAMTF como en mediopié, el tamaño del efecto obtuvo un valor bajo, 0,200 y 0,202, respectivamente. Mientras que en tibia (0,842) y fémur (0,686) el valor fue superior a 0,5, considerándose un tamaño del efecto alto en tibia y mediano en fémur. En definitiva, fueron tibia y fémur las variables que presentaron una mayor diferencia de comportamiento entre los 45° y los 60°.

	p (tamaño efecto)		
	45°	60°	45°-60°
1ª AMTF	42,6±3,7 42,5 (39,7-44,8)	52,6±4,6 52,6 (50,1-55,4)	0,001 ¹ (0,200)
Mediopié	2,3±1,1 2,3 (1,6-3,1)	2,9±1,6 3 (1,6-3,8)	0,005 ¹ (0,202)
Tibia	4±2,2 3,6 (2,2-5,6)	5,5±3,1 4,9 (2,6-8,5)	<0,001² (0,842)
Fémur	3,5±1,6 2,8 (2,2-5,1)	4,4±2,5 3,9 (2,4-6,9)	0,001² (0,686)

¹Prueba T para muestras relacionadas

²Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para muestras relacionadas

Tabla 5. Análisis evolución de las variables en el sistema de sensores inerciales.

7.3.1 PRUEBAS DE CORRELACIÓN VARIABLE INDEPENDIENTE – VARIABLES DEPENDIENTES SISTEMA SENSORES INERCIALES

Para determinar si existía o no relación y qué tipo de relación era la que se podía establecer entre la variable independiente, 1ªAMTF, y las variables dependientes; mediopié, tibia y fémur, se procedió a realizar la prueba paramétrica de correlación de Pearson para mediopié y tibia, y la prueba de correlación no paramétrica Rho de Spearman para fémur (tabla 6).

		1ª AMTF
Mediopié	Correlación	-0,009 ¹
	Sig. (bilateral)	0,952 ¹
Tibia	Correlación	0,100 ¹
	Sig. (bilateral)	0,492 ¹
Fémur	Coefficiente de correlación	0,025 ²
	Sig. (bilateral)	0,865 ²

¹Prueba de correlación de Pearson

²Prueba de correlación Rho de Spearman

Tabla 6. Pruebas de correlación

Variable Independiente – Variables Dependientes sistema de sensores inerciales.

Los resultados indicaron que los valores de p no fueron <0,05 en ninguna de las tres relaciones; mediopié obtuvo un valor de 0,952, tibia de 0,492 y fémur un valor de 0,865. En estos resultados no existió significación estadística entre la 1ªAMTF y las tres variables dependientes. Por tanto, no se pudo establecer correlación alguna.

7.4 RELACIÓN SISTEMA DE SENSORES INERCIALES – MEDICIONES RADIOGRÁFICAS

Se comprobó la relación existente entre la cuantificación del rango de movimiento de la 1ªAMTF en 45° y 60° con el sistema de sensores inerciales y su equivalente en la medición radiográfica, correspondiente al ángulo metatarsofalángico del primer dedo en 45° y 60°.

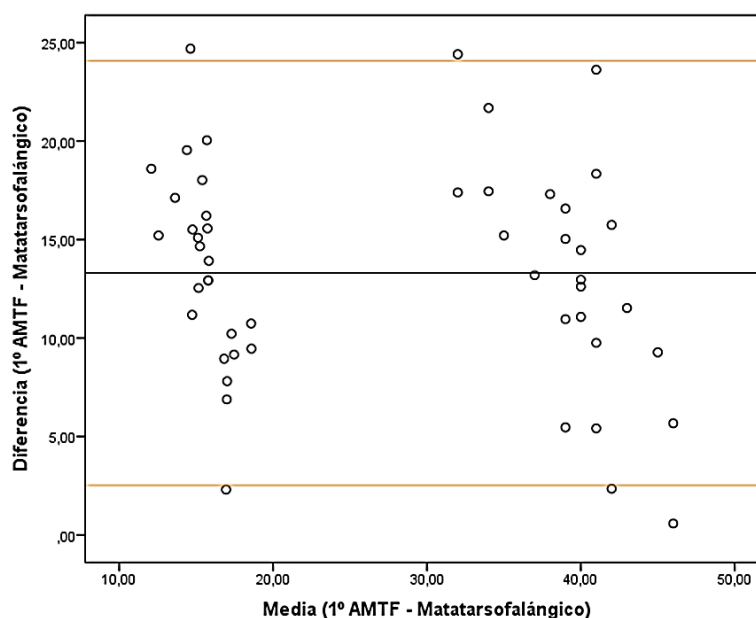
Para ello, se realizó la prueba de correlación Rho de Spearman entre ambas variables (tabla 7). Su resultado indicó que existió una relación directa entre ellas, con un valor del coeficiente de correlación de 0,624 y con un valor de p<0,05, siendo éste estadísticamente significativa.

		1ª AMTF
Metatarsofalángico 1º dedo	Coefficiente de correlación	0,624
	Sig. (bilateral)	0,000
	N	50

Tabla 7. Prueba Rho de Spearman 1ªAMTF sistema de sensores inerciales – Metatarsofalángico 1º dedo radiografía.

Tras obtener como resultado una relación estadísticamente significativa entre la variable 1ªAMTF, cuantificada con el sistema de sensores inerciales, y la variable metatarsofalángica del 1º dedo, cuantificada radiográficamente, se procedió a comparar a partir de ambas variables estas dos técnicas de medición, empleándose el método gráfico de Bland-Altman (Gráfica 1).

El resultado obtenido indicó que el valor de la media fue de 13,3, la desviación estándar ha sido de 5,5, el límite inferior de tolerancia de 2,52 y el límite superior de tolerancia de 24,08. El 90% de los casos se encontraban dentro de los límites de tolerancia. Es decir, con ambas formas de medición se han obtenido resultados similares.



Gráfica 1. Gráfica de Bland-Altman para las variables 1ª AMTF sistema de sensores inerciales – Metatarsofalángico 1º dedo medición radiográfica.

Discusión

8. DISCUSIÓN

El MW constituye una característica propia del ser humano fundamental para el normal desarrollo de la marcha bípeda. Cualquiera de las estructuras anatómicas que lo conforman pueden presentar anomalías que generen una alteración en su funcionamiento, y, por consiguiente, dificulten la marcha del individuo^{1,3,4,6,7,90}.

En la práctica clínica, durante la exploración biomecánica del sujeto, es habitual valorar cada una de estas estructuras, de manera independiente o bien en su conjunto, mediante el test de Jack. En la toma de moldes empleamos, siempre que sea necesario, las maniobras de extensión de la 1ªAMTF, o la combinación de extensión 1ªAMTF - rotación externa de la pierna⁹¹. Estas maniobras se suelen realizar de forma casi intuitiva, pues no conocemos con exactitud el grado de extensión que estamos realizando en la 1ªAMTF, ni los grados de rotación externa que se generan en el MI. Este hecho, nos hizo cuestionarnos; cuántos grados debemos extender la 1ªAMTF para conseguir el efecto deseado, cuántos grados de rotación externa se producen en tibia al extender el 1º dedo y cómo afecta o repercute la activación del MW en el MI.

Durante la realización de la búsqueda bibliográfica, fueron escasos los estudios donde se relacionaba el MW con los movimientos que, durante su activación, se pueden estar generando en el MI. La mayoría de ellos, describían cuáles son las estructuras óseas y articulares que lo constituyen, y cuáles son los movimientos que se están produciendo en el pie, haciendo tan solo una breve mención al movimiento de rotación externa que se da en la tibia, sin abordarlo en profundidad^{1,3,6,7,10}. Al no obtener respuestas a nuestras preguntas, se inició un estudio piloto⁶⁷ que dio origen a este trabajo de investigación.

Este estudio determina cuantitativamente los cambios angulares que se producen en el MI durante el inicio y desarrollo del MW de manera pasiva. Esta cuantificación se realizó extendiendo pasivamente la 1ªAMTF 45° y 60°, respectivamente, utilizándose dos técnicas de medición diferentes: el sistema de sensores inerciales (Bioval Systems®) y las mediciones radiográficas.

En la actualidad, el análisis del movimiento durante la marcha, la carrera o el gesto deportivo ha evolucionado enormemente. Se considera una herramienta validada para ser utilizada tanto en clínica como en el campo de la investigación^{92,93}. Por esta razón, es cada vez más habitual el uso de sistemas de análisis, cuyos dispositivos pueden ser colocados en cualquier parte del cuerpo, registrando los movimientos que se realicen con gran precisión. Esto nos permite mejorar el rendimiento deportivo, prevenir o reducir el riesgo de lesiones, así como evaluar y facilitarnos el diagnóstico de diferentes patologías y acortar los periodos de recuperación de lesiones⁹²⁻⁹⁴.

Existe una amplia gama de sistemas cinemáticos en el mercado, basados especialmente en el uso de las cámaras vicon⁹⁵. El principal inconveniente que presentan es su precio^{92,96}, siendo inaccesible para la mayoría de los profesionales que se dedican al estudio biomecánico del MI.

En este trabajo de investigación, se optó por utilizar el sistema de sensores inerciales Bioval Systems®. Esta elección se debió a que lo consideramos el más novedoso, económico y asequible del mercado. Por tanto, reunió todos los requisitos para ser empleado en esta investigación.

En el ámbito podológico, ha sido utilizado por Florenciano y cols.⁷², para realizar un análisis descriptivo del movimiento del pie durante la carrera. En este caso, utilizó un solo sensor localizado sobre el empeine del calzado de cada sujeto mediante velcro y cinta adhesiva.

Otra de las aplicaciones que hemos encontrado en la bibliografía, fuera del campo podológico, hacen referencia a su uso para estudiar los miembros superiores del cuerpo^{71,97}.

La principal limitación que nos encontramos cuando realizamos el estudio piloto, fue la pérdida de información que se generaba al colocar los sensores en la piel mediante cintas adhesivas. En los resultados, influyeron los desplazamientos propios de la piel al realizar tanto el movimiento de extensión del 1º dedo, como los movimientos de rotación externa de la tibia y del fémur.

Tras la búsqueda de información, encontramos autores que corroboran nuestras limitaciones⁹⁸⁻¹⁰⁰. Los tejidos blandos suponen el principal obstáculo para registrar los movimientos óseos y articulares durante el análisis del movimiento.

Peters y cols.⁹⁸ realizaron una revisión sistemática donde cuantificaron los artefactos de los tejidos blandos durante el análisis del movimiento en los MMII. Indicaron que estos dependen de la ubicación del marcador o sensor, de la actividad realizada, del segmento óseo y de las características antropométricas de los sujetos que participen en el análisis.

Cereatti y cols.⁹⁹ de acuerdo con Mc Ginley y cols.¹⁰⁰ afirmaron que los artefactos de los tejidos blandos representan uno de los principales obstáculos durante la realización de un estudio cinemático, dificultando que éste sea preciso y confiable. Cereatti y cols. consideraron que estos fueron difíciles de reducir de forma estandarizada, pues la metodología utilizada, los criterios de selección de los sujetos, las mediciones que se cuantifican y los sistemas de análisis son muy variados. Aun así, intentaron realizar una propuesta de estandarización para lograr minimizarlos.

Para dar solución a este problema, elaboramos un sistema de pletinas de aluminio donde los sensores quedaban pegados. Las pletinas se ajustaban a la pierna y al muslo mediante unos velcros regulables, que se adaptaban al grosor del MI del sujeto en cuestión. Para los dos sensores localizados en el pie, se utilizó unos velcros regulables de menor anchura. Con esta alternativa se pretendió minimizar el margen de error en la alteración de los resultados.

Por otro lado, el otro sistema de medición elegido fue la radiografía. Se trata de una técnica ampliamente conocida, muy utilizada y validada para cuantificar los cambios morfológicos y estructurales que se producen en el pie.

En cuanto a esta técnica, Perlam¹⁰¹ estudió y validó cuál debía ser el protocolo a seguir en la realización de una radiografía lateral del pie en carga. Además, afirmó que la radiografía lateral en carga, respetando ángulo y base de sustentación, es clínicamente

similar a los hallazgos observados durante la marcha. La metodología para realizar las radiografías en nuestra investigación se basó en este estudio.

En esta misma línea, Cavanagh y cols.¹⁰² tuvieron como objeto determinar hasta qué grado la estructura del pie en estática puede predecir la presión plantar máxima en un pie normal durante la marcha. Para ello, utilizaron mediciones radiográficas en proyección lateral y dorso-plantar en carga. Sus resultados mostraron una alta fiabilidad del método utilizado para medir los ángulos y las distancias en las radiografías, sobre un mismo sujeto. Además, consideraron que las variables estructurales estáticas son predictores significativos de la función del pie durante la marcha. Finalmente, estos autores sugiriendo que cuando el procedimiento radiográfico está estandarizado, las mediciones de la mayoría de los ángulos y las distancias son válidas y fiables. Por tanto, la radiografía es una herramienta objetiva para la evaluación de la estructura del pie ¹⁰².

De acuerdo con estos autores, Bryant¹⁰³ comparó una serie de mediciones radiográficas realizadas en carga con los pies en dos posiciones diferentes. Y concluyó su estudio afirmando que, se dio una fuerte correlación entre los valores obtenidos al repetir las mediciones en un mismo sujeto. Por lo que la radiografía en carga se considera un método fiable para valorar el pie.

Estos estudios aportan solidez y respaldan nuestro trabajo, pues protocolizamos todo el proceso, desde la realización de la radiografía hasta la técnica de medición empleada, llevado a cabo por una única examinadora.

Además, el empleo de la radiografía nos ha permitido comparar ambas formas de medir los grados y comprobar la eficacia del sistema de sensores, puesto que este instrumento de cuantificación del movimiento está poco evidenciado y utilizado en la investigación podológica.

Antes de comenzar con el procedimiento, tuvimos que establecer el rango de movimiento de extensión pasiva de la 1ªAMTF. A través de la información consultada y de la propia experiencia de la investigadora, se determinó marcar 45° de extensión, por ser un valor mínimo con el que poder generar la plantarflexión del 1° metatarsiano. Según

establece la bibliografía, con 20° de extensión de la 1ªAMTF no se produce movimiento de plantarflexión del 1º radio. A partir de ese valor, por cada 3° de extensión se produce un grado de plantarflexión del 1º radio⁴. Por otra parte, se marcó 60° por considerarse un valor máximo de extensión²⁸. Es importante indicar que la extensión pasiva se realizó utilizando una cuña de EVA de elaboración propia.

Estos valores de extensión también fueron utilizados por otros autores. Carlson y cols.²¹ utilizaron los valores de 0°, 5°, 30° y 45° de extensión de la 1ªAMTF para valorar como afectaba esta extensión en el tendón de Aquiles y en la FP.

Cheng y cols.¹⁰⁴ emplearon los valores de 15°, 30° y 45° de extensión de la 1ªAMTF para analizar el comportamiento de la FP y del tendón de Aquiles, relacionando el MW con la fuerza de contracción del tendón de Aquiles.

Por su parte, Caravaggi y cols.¹⁰⁵ usaron unas cuñas de 45°, 60° y 75° de extensión bajo la 1ªAMTF. Estos autores analizaban la deformidad del ALI tras extender pasivamente la 1ªAMTF con las cuñas, teniendo como objetivo evaluar la precisión y correlación entre el movimiento registrado por unos marcadores cutáneos y la radiografía. La metodología empleada en este estudio tiene gran similitud con la utilizada en nuestra investigación.

Para la realización de esta investigación fueron valorados 130 sujetos, pero tan solo 25 sujetos cumplieron con los criterios de inclusión que hacen referencia al concepto de “pie normal” utilizado en numerosas investigaciones^{25,28,42,106-111}.

El término “pie normal” fue descrito, por primera vez por Root y cols.¹¹⁰ como aquel que permitiría la función óptima de la extremidad inferior en la vida diaria y en el entorno habitual, según dictan las necesidades de la sociedad en el presente; esta función no crearía respuestas adversas emocionales o físicas en el individuo. Además, Root y cols. establecieron un “criterio biofísico de normalidad”¹¹⁰, definido como la relación ideal física entre los segmentos óseos del pie y la pierna para la obtención de la máxima eficacia funcional durante el ortostatismo o deambulación.

Este concepto ha ido evolucionando, sufriendo numerosas modificaciones a lo largo del tiempo por diferentes autores.

McPoil y Hunt¹⁰⁶ cuestionaron la validez de los criterios biofísicos descritos por Root y cols, pues consideraban que no daban respuesta ni permitían entender el origen de ciertas deformidades o patologías podológicas y propusieron un nuevo modelo biomecánico basado en el análisis del estrés que sufren los tejidos. Este modelo se continúa utilizando para valorar clínicamente a los pacientes e identificar los tejidos que están inflamados o dañados por el exceso de tensión mecánica en la zona y para establecer estrategias de tratamiento en las patologías del MI¹¹².

Siguiendo esta misma línea, Kirby¹¹¹ consideró que los criterios biofísicos de normalidad eran muy estrictos y limitantes, pues son muy pocos los sujetos que cumplen con cada uno de ellos para poder ser considerados pies o MMII normales. Además, definió el término “pie normal” como aquel que presenta una función normal durante la marcha, sin antecedentes de traumatismo o cirugía importante, y sin dolor o deformidad significativa. Este autor también afirmó que la podología como ciencia necesita investigar, redefinir y consensuar cuáles son los rangos de normalidad estructural y funcional del pie y de los MMII.

Jarvis y cols.¹¹³ investigaron la relación entre las deformidades de los pies y las compensaciones cinemáticas propuestas en el modelo de Root, mediante un sistema de análisis del movimiento durante la marcha. Los parámetros estáticos y dinámicos evaluados no se correlacionaron con las propuestas de Root. Estos autores concluyeron que el modelo de Root no es adecuado para utilizar en la práctica clínica diaria.

De acuerdo con estos autores y tras la elaboración de este estudio, se nos hizo complicado encontrar sujetos que cumpliesen los parámetros de normalidad, presentando alguna alteración estructural o funcional en el pie.

Por tanto, entre los criterios que se utilizaron destacamos el FPI^{57,62,87}, la posición neutra del eje de ASA^{2,4,33} y la extensión de la 1ªAMTF^{28,114}, puesto que lo consideramos

fundamentales para valorar el MW en condiciones óptimas, y que, además están evidenciados científicamente.

Pero, a medida que íbamos valorando los sujetos y registrando los datos, se observaron que los criterios que más se incumplían correspondían con el FPI y con la posición del eje de ASA. En gran parte de los sujetos, el FPI era superior a +5 y el eje de ASA estaba medializado.

En definitiva, hemos observado que la mayoría de la población no cumple los criterios anteriormente señalados, de ahí que la muestra de nuestro estudio haya sido pequeña, pero hemos llegado a la conclusión, que, para que se produzca una adecuada activación del MW es necesario su cumplimiento, como así sustentan los siguientes autores.

Lucas y cols.¹¹⁵ valoraron cómo influyó el FPI en el funcionamiento del MW en un total de 47 sujetos. Para ello, estos autores extendieron al máximo la 1ªAMTF y observaron visualmente si se producían o no cambios en el ALI. El resultado de esta prueba, que no es más que realizar el test de Jack, se registró como intacto (ALI se elevaba inmediatamente), limitado (si la elevación del ALI era tardía) o ausente (no se producía cambios en el ALI). Posteriormente, valoraron el FPI junto con otras mediciones. Sus resultados indicaron que los sujetos donde el MW estaba ausente o limitado tuvieron un valor de FPI de + 6,8, mientras que para los sujetos con el MW intacto el FPI fue de +2,5. En cuanto a este último resultado, en nuestro estudio obtuvimos que el valor medio del FPI en sujetos con pies neutros fue de +3,3. Podemos afirmar que, incluir el FPI como criterio de inclusión en un estudio donde se evalúa el MW, es de suma importancia.

Respecto a la relación de la ASA y el MW, Kappel-Bargas y cols.² evaluaron la relación entre la extensión de la 1ªAMTF y el movimiento del retropié durante la marcha en el MW, en una muestra de 20 sujetos. Sus resultados confirmaron que el MW se activa con la extensión de la 1ªAMTF, generándose un aumento del ALI. Estos autores indicaron que, en unos sujetos, el ALI comenzaba a elevarse inmediatamente tras la extensión de la articulación, mientras que en otros, la elevación se retrasó significativamente. Además, estos últimos presentaban una mayor eversión de calcáneo durante la marcha².

En contraposición a Kappel-Bargas², se encuentra Aquino y cols.¹⁰ quienes investigaron el efecto de la pronación excesiva sobre el MW durante la marcha. Sus resultados indicaron que, 15,4% de los pies de este estudio fueron clasificados como excesivamente pronados y que no había diferencia significativa entre la pronación excesiva y el establecimiento visual del MW. Aun así, consideraron que un MW ineficaz podría estar relacionado con un antepié invertido en relación con el retropié, y por una posición del eje de ASA medializado, entre otros factores. Dato al que también hizo referencia Cintado y cols.¹¹⁶ en su estudio, donde se valoró el MW como elemento estabilizador del antepié.

En relación con los resultados obtenidos por estos autores, consideramos fundamental una posición del eje de ASA neutra para poder valorar el MW sin ninguna alteración, y que éste se active adecuadamente.

Con respecto a nuestro trabajo de investigación, los resultados muestran por una parte que, la extensión de la 1ªAMTF generó cambios en todo el miembro inferior, es decir, a mayor extensión mayor cambio, y a medida que nos alejamos de dicha estructura, los cambios fueron menores.

Por otra parte, radiográficamente todas las mediciones sufrieron cambios en función del objetivo de cada medición, al pasar de una posición relajada a una extensión pasiva conocida de 45° y de 60°.

Este estudio es el único que relaciona y cuantifica, mediante un sistema de análisis cinemático, la activación del MW con los cambios que se generan más allá de las estructuras que constituyen el pie. Nos interesamos por su repercusión en todo el MI, destacando a tibia y fémur. Esta información es hasta ahora novedosa, ya que la bibliografía consultada solo menciona el movimiento de rotación externa de tibia¹⁻⁶, de ahí la imposibilidad de comparar nuestro estudio con otros similares.

Así mismo, nuestra investigación comprobó que los resultados obtenidos con el sistema de sensores fueron válidos, pues se comparó con las mediciones radiográficas, método validado^{40,43,73,77} y muy utilizado en la práctica clínica e investigadora.

Por todo esto, consideramos que la realización de este estudio está plenamente justificada, ya que aporta nuevos conocimientos en el campo de la podología y ayuda a mejorar la actividad asistencial.

A continuación, abordaremos los resultados obtenidos en relación con el objetivo marcado.

8.1. ANÁLISIS DEL PRIMER OBJETIVO

Cuantificar los grados de movimiento que se producen en el miembro inferior mediante un sistema de sensores inerciales, tras realizar dos mediciones de 45° y 60° de extensión en la 1ªAMTF, con el sujeto en bipedestación, respetando ángulo y base de sustentación.

La extensión de la 1ªAMTF desencadena movimientos de supinación en mediopié y de rotación externa en la tibia y el fémur. Esta extensión y los movimientos que la acompañan han sido cuantificados mediante los sensores inerciales. Se realizaron dos mediciones consecutivas, en ambas se utilizó una cuña de EVA, en la primera se determinó una angulación de 45° y en la segunda de 60°.

Al comparar los resultados obtenidos entre ambas mediciones, confirmamos que se produjo un aumento del rango de movimiento en cada una de las variables estudiadas. Este aumento se consideró estadísticamente significativo, con un valor $p < 0.05$.

A continuación, analizamos cada uno de los movimientos y valoramos qué cambios se han producido en ellos.

En la 1ªAMTF, el valor de la mediana registrado en la primera medición fue de 42,5° y el valor resultante en la segunda fue de 52,6°. Observamos que, se ha producido un aumento del rango articular de 10,1° de la primera medición respecto a la segunda. Estos resultados nos indican que, aun colocando el dedo sobre una superficie de angulación conocida, en ninguna de las dos mediciones se alcanzan ni los 45° ni los 60° de extensión.

Además, si comparamos los valores resultantes con los valores que representan las cuñas, comprobamos que en ambas mediciones se han perdido grados de extensión, en la de 45°; 2,5° y en la de 60°; 7,4°. En base a esto, consideramos que la medición de 45° es más fiable y aplicativa que la de 60°.

Interpretamos con ello que, cuando realizamos la extensión pasiva del 1° dedo, la FP ejerce cierta resistencia, provocando una fuerza ascendente capaz de elevar la cabeza del 1° metatarsiano. Por tanto, a mayor extensión mayor fuerza.

En cuanto a mediopié, el valor obtenido en 45° fue de 2,3°, y en 60° fue de 3°, produciéndose, por tanto, un incremento de 0,7° de una medición con respecto a otra. Es la variable dependiente con el resultado menos representativo. Puede que estos valores fuesen consecuencia del bloqueo de la articulación calcáneo-cuboidea. Ésta es la encargada de estabilizar antepié y mediopié, permitiendo que el músculo peroneo lateral largo estabilice el 1° radio, transformando al pie en un elemento rígido preparado para la propulsión^{4,10,21,116}.

Respecto a la tibia, en 45° se obtuvo un valor de 3,6° y en 60° un valor de 4,9°. Con respecto al movimiento de rotación externa se produjo un incremento de 1,3° de diferencia.

Por otra parte, en el fémur se obtuvo un valor de 2,8° en 45° y de 3,9° en 60°, produciéndose un aumento de 1,1° entre ambas mediciones.

Si comparamos las dos mediciones, el incremento de rotación externa tanto de tibia como de fémur, no fue elevado. Esto pudo deberse a que entre ambas solo hay un intervalo de 15° de extensión.

De las cuatro variables cuantificadas, la tibia con un valor de $p < 0,001$, fue la que presentó una mayor diferencia de comportamiento entre ambas mediciones, con un tamaño del efecto alto, de 0,842.

Por otra parte, al compararnos los grados de movimiento registrados en la tibia y en el fémur, observamos que ésta presentó mayor rango de movimiento de rotación externa, concretamente en torno a 1°. Esto puede traducirse en que, la extensión de la 1ªAMTF genera una mayor repercusión de movimiento en la tibia respecto al fémur.

Cuando se realizaron las mediciones, el sujeto se encontraba en posición anatómica, donde el eje de la pierna se situaba en la prolongación del eje del muslo. Visto de perfil, el eje del fémur se continua sin ninguna angulación con la pierna. Esta posición de referencia coincide con la extensión de la articulación de la rodilla, en la que además el miembro inferior posee su máxima longitud¹¹⁷.

Cuando la rodilla se encuentra en extensión, la articulación es mucho más estable¹¹⁸. Se produce un bloqueo articular, y el movimiento registrado por los sensores corresponden con el movimiento producido en los segmentos óseos, acompañados por las partes blandas adyacentes a ellos. Esto puede explicar que el movimiento registrado en la tibia fuese superior al registrado en el fémur.

Otra de las razones por las que se genera una mayor repercusión en la tibia puede deberse a su cercanía al pie, y a que las fuerzas generadas se disipan en sentido ascendente. Es lógico pensar que, a medida que nos alejamos de la 1ªAMTF, los cambios de movimiento en el resto de las articulaciones vayan decreciendo, puesto que el pie no se puede comportar como un engranaje hermético. Existen partes blandas entre los elementos óseos que ayudan a mitigar los picos de impacto y los momentos articulares, de manera que parte del movimiento que se genera en una articulación será menor que el de su predecesora. Es lo mismo que ocurre cuando lanzamos una piedra al agua, las ondas se van separando y disminuyendo a medida que se alejan del foco que las generan.

Otras de las justificaciones que le damos a estos resultados es que, parte de la energía mecánica que generamos se transformó en energía térmica por la fricción de los propios tejidos. Los tejidos blandos suponen un artefacto a la hora de cuantificar el movimiento del MI, pese al haber utilizado un dispositivo que minimizasen su efecto sobre nuestros resultados.

Por ello, estamos de acuerdo con Peters y cols.⁹⁸ en que la tibia es menos susceptible a estas alteraciones que el muslo. Estos autores, en su revisión sistemática sobre la cuantificación de artefactos, concluyeron que el muslo es la parte del MI más vulnerable seguida del pie y del tobillo. Además, indicaron que en estos últimos va a depender de la carga que se le aplique.

De acuerdo con ellos, Camomilla y cols.¹¹⁹ realizaron un estudio cinemático en la articulación de la cadera, en cadáver. En este trabajo, valoraron la influencia del tejido blando en el muslo y llegaron a la conclusión de que las diferencias antropométricas entre un sujeto y otro son determinantes en que se produzca un mayor desplazamiento de la piel.

En consonancia con lo anterior, Cereatti y cols.⁹⁹ indicaron que los artefactos en el muslo pueden explicarse por los efectos del deslizamiento de la piel y por la contracción muscular.

Por todas estas razones, la maniobra de rotación externa para el control de la pronación durante la toma de moldes se ejecuta en la tibia y no en el fémur.

De toda la bibliografía consultada, cabe destacar la aportación realizada por Caravaggi y cols.^{105,120}, pues la metodología que llevó a cabo fue muy similar a la de nuestra investigación. En ambos se utilizó y comparó un sistema de análisis del movimiento con radiografías en proyección lateral. También se recurrió al uso de cuñas de 45° y 60° para extender pasivamente la 1ªAMTF en carga. Además, ellos tomaron como referencia en 4 de sus modelos la posición de la 1ªAMTF respecto al suelo, tal y como nosotros hicimos con la modificación del ángulo metatarsofalángico del 1º dedo. Y tomaron como referente el ángulo de Costa-Bartani interno, el ángulo de inclinación de calcáneo, y la inclinación del 1º metatarsiano para recrear un modelo del pie. Siendo estas mediciones utilizadas en nuestro estudio.

Las diferencias radican en los objetivos marcados. Caravaggi y cols.¹⁰⁵. extendieron la 1ªAMTF para comprobar los cambios que se producirían en el ALI y colocaron al sujeto en carga con una sola pierna en apoyo. En cambio, nuestro objetivo fue determinar cómo

esta extensión afectaría a todo el MI y el sujeto se encontraba en bipedestación, respetando ángulo y base de sustentación.

Seguidamente mencionaremos una serie de estudios, que, pese a no ser similares al nuestro, sí aportan gran información sobre este tema.

Kappel-Bargas y cols.² para evaluar cómo influyó la extensión de la 1ªAMTF en el movimiento del retropié durante la marcha en el MW, utilizaron 9 marcadores reflectantes, situados en falange distal y falange proximal del primer dedo, base del 1º metatarsiano, tuberosidad del escafoides, cara interna del calcáneo, dos marcadores en la parte posterior del calcáneo y otros dos en la parte posterior y distal de la pierna. Algunas de estas referencias óseas fueron empleadas en nuestro trabajo.

Carlson y cols.²¹ midieron la relación entre la fuerza de tracción del tendón de Aquiles y la FP, con un extensómetro, y cómo esta relación podía verse afectada por el ángulo de extensión de la 1ªAMTF. Como mencionamos al inicio de este apartado, entre los ángulos elegido se encuentra la extensión de 45°. Estos autores indicaron que, a mayor extensión de la articulación (45ª), mayor endurecimiento y mayor tensión se registró en la FP, y corroboraron la importante relación establecida entre el tendón de Aquiles y la FP. Además, afirmaron que esta relación se vio fuertemente afectada por el ángulo de extensión de la 1ªAMTF. Esto nos indica la importancia de las tensiones en las distintas estructuras para generar movimiento.

Cheng y cols.¹⁰⁴ trataron de construir un modelo tridimensional de elementos finitos, donde simulaban el pie, para conocer el comportamiento de la FP bajo estiramiento, valorando el grado de contribución que tienen el MW y la fuerza de contracción del tendón de Aquiles. Para ello, sometieron a la FP a varias combinaciones de estiramiento, constituido por tres ángulos de extensión de la 1ªAMTF, entre las que también se encontraban como valor máximo los 45° utilizados en este estudio. Sus resultados indicaron que el aumento de tensión en la FP es directamente proporcional a medida que se aumentaron los grados de extensión, aumentándose también la fuerza del tendón de Aquiles. Por tanto, se confirmaron los resultados obtenidos por Carlson y cols.²¹. Así mismo, demostraron que la máxima tensión durante el estiramiento de la FP

se concentra cerca del tubérculo medial del calcáneo, y bajo la cabeza del primer metatarsiano, disminuyéndose gradualmente a medida que se avanza hacia el quinto metatarsiano¹⁰⁴.

Por otra parte Caravaggi y cols.²³ reprodujeron el MW a través de un modelo en 3D, mediante la combinación de ecografías y biometría, durante la fase de apoyo de la marcha. Los resultados mostraron que la FP experimentó una tensión significativa durante el choque de talón en todos los sujetos. Y obtuvieron una relación lineal entre la máxima tensión (medida en Newtons) capaz de ser soportada por la FP y la extensión a nivel de la 1ªAMTF, de manera que podríamos determinar como correcto el MW en aquellos casos en los que se alcanzase dicha tensión con la máxima extensión.

8.2 ANÁLISIS DEL SEGUNDO OBJETIVO

Comparar radiográficamente los cambios que se producen en el pie en posición relajada y tras extender la 1ªAMTF 45° y 60°, con el sujeto en bipedestación.

Las radiografías fueron realizadas en bipedestación, con el sujeto en carga y desde una proyección lateral. Se realizaron tres placas radiográficas; la primera de ellas, en posición relajada y las otras dos, con la posición que tomó el pie tras producirse una extensión pasiva del primer dedo de 45° y de 60° respectivamente.

Los ángulos y las mediciones radiográficas seleccionadas fueron aquellas que, después de revisar la literatura, consideramos más relevantes en la proyección lateral del pie, y que, además, representaban adecuadamente los movimientos descritos tras la activación del MW. Estos fueron: el ángulo de Costa-Bartani-Moreau interno (C-B); el ángulo astrágalo – 1º metatarsiano (AST-1ºMTT); el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo (MTF 1ºD); el ángulo de inclinación del 1º metatarsiano (INC 1ºMTT); el ángulo de inclinación del calcáneo (INC CALC); la longitud del pie completo (LONG PIE); la longitud del pie sin los dedos (LONG MTT), la altura del escafoides (AE); la AE normalizada (AE-N) y la AE truncada (AE-T).

Esta búsqueda bibliográfica resultó compleja principalmente por la terminología que estos ángulos recibían. Carrara y cols.¹²¹ realizaron una revisión de los principales ángulos radiográficos medidos en proyección dorso-plantar, lateral y oblicua. De ahí, obtuvieron 31 ángulos entre los que se encuentran todos los utilizados en este trabajo de investigación. Nos posicionamos a favor de Carrara y cols. en que se ha de establecer un consenso respecto a la terminología del ángulo y a la técnica y referencias óseas para poder realizar su medición. De manera que, evitaríamos confusiones y facilitaríamos la investigación de quienes lo utilizan.

En primer lugar, procedemos a describir y comparar los resultados obtenidos en posición relajada con los parámetros considerados normales. Observamos que todos los ángulos estaban dentro de los valores descritos por la bibliografía consultada, a excepción del MTF 1ºD, con un valor de 10,4°. Este valor se consideró inferior a los descritos por autores como Josep¹²². Este autor determinó que la posición neutra de la 1ªAMTF era de unos 16° de extensión, entendiéndose por posición neutra aquella en la que el pie estaba en apoyo, en una posición relajada, donde la falange proximal estaba ligeramente extendida con respecto al metatarsiano. Otros autores afirmaron que su valor normal oscilaría entre 13-18°⁴³. Actualmente, el rango de referencia más utilizado es de entre 15 -25°⁴.

Todos estos valores toman como referencias al ángulo formado por la bisección de la diáfisis de la falange proximal del primer dedo respecto a la bisección de la diáfisis del 1º metatarsiano. Como ya se explicó, en el apartado 6. MATERIAL Y MÉTODO, en este estudio no se utilizó esta referencia, de ahí que el valor obtenido sea menor.

Como nuestro objetivo fue comparar la medición registrada por el sistema de sensores inerciales con la medición radiográfica en carga, para poder cuantificar el ángulo metatarsofalángico tuvimos que realizar una modificación de su cuantificación. Para ello, nos basamos en la técnica de medición de la 1ªAMTF en carga según Palladino⁸⁸.

En la bibliografía actual sigue existiendo gran controversia sobre cómo se debe medir o cuál es la maniobra más adecuada para cuantificar los grados de extensión de la

1ªAMTF en carga, y cuáles deben ser los puntos de referencia que se han de tomar para poder llevarla a cabo⁶⁵.

La técnica que describió Palladino y que nosotros hemos utilizado para medir el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo en la radiografía, determina que las líneas de referencia deben ser la bisección de la falange proximal y la superficie de apoyo, siendo, por tanto, el ángulo metatarsofalángico aquel que está formado por la falange proximal y el suelo⁴.

Caravaggi y cols.¹²⁰ en 4 de los modelos que utilizaron para estudiar el ALI, también tomaron como referencia el suelo respecto a la 1ªAMTF.

López del Amo y cols.⁶⁵ elaboraron una revisión bibliográfica con el fin de conocer cuál sería el protocolo de exploración idóneo para valorar la 1ªAMTF. Estos consideraron que la técnica de Palladino no es la más adecuada, pues el ángulo articular de la 1ªAMTF viene determinado desde un punto de vista anatómico y no por la bisectriz del suelo, es decir, el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo estaría formado por la falange proximal y por el primer metatarsiano.

En definitiva, al haber diferentes formas de medir y no existir un consenso que determine la más exacta, cada investigador emplea la que considera más adecuada según su finalidad.

Retomando los valores obtenidos en posición relajada Lamm y cols.¹²³, Thomas y cols.¹²⁴ y Gibboney y cols.¹²⁵ también analizaron radiográficamente en esta posición diferentes ángulos en distintas proyecciones. Estos autores analizaron, entre otros, el AST-1ºMTT e INC CALC. A continuación, estableceremos una comparación entre los valores obtenidos por cada uno de ellos y los resultados de nuestra investigación.

Para el AST-1ºMTT, Lamm y cols. obtuvieron un valor de 5º, Thomas y cols. de 3,2º, Gibboney y cols. de 7,3º y el nuestro fue de 0º. Consideramos, que el único resultado que se encuentra dentro de los parámetros de normalidad fue el nuestro. En cuanto al INC CALC, Lamm y cols. obtuvieron un valor de 18º, Thomas y cols. de 18,7º, Gibboney y

cols. de 20,4° y el nuestro fue de 23°. El intervalo de normalidad que se considera para este ángulo es de 20-30°. En este caso, tanto los resultados obtenidos por Gibboney y cols., como los nuestros, estaban dentro del rango de normalidad. Estos resultados pueden deberse a que nuestros criterios de selección fueron más estrictos que los utilizados en estos trabajos, puesto que ellos se basaron en sujetos mayores de edad sin deformidad en los pies, traumatismos o intervención quirúrgica.

En segundo lugar, si realizamos una comparativa entre las tres posiciones, comprobamos que todas las mediciones sufrieron cambios de manera gradual, viéndose incrementados o disminuidos en función del objetivo de su medición. Estos resultados presentaron un valor $p < 0,05$, existiendo en todos ellos diferencias estadísticamente significativas.

El ángulo metatarsofalángico del 1° dedo, el ángulo astrágalo-1° metatarsiano y el ángulo de inclinación del 1° metatarsiano incrementaron sus valores. Estos resultados se traducirían en la plantarflexión del 1° metatarsiano tras la extensión de la 1ªAMTF.

Al mismo tiempo, el ángulo de Costa-Bartani redujo su valor, mientras que la altura del escafoides se vio aumentado, reflejándose en estos valores la elevación del ALI tras iniciarse la extensión de la 1ªAMTF y la posterior plantarflexión del 1° metatarsiano.

La concordancia entre el ángulo de Costa-Bartani y la altura del escafoides, junto con un aumento en el ángulo de inclinación del calcáneo, es indicativo del movimiento de supinación en ASA y por consiguiente, en retropié.

Y para finalizar, la elevación del ALI también trae consigo un acortamiento de la longitud del pie, tal y como confirma la reducción de su valor.

Con todos estos resultados confirmamos los movimientos descritos por Fuller³ en su modelo mecánico sobre el MW.

Para conocer cuál ha sido la evolución de las variables en las tres mediciones, se realizaron pruebas post-hoc donde se obtuvieron tres pares, CR-45, CR-60 y 45-60. La

variable MTF 1°D fue la única donde se produjeron cambios en los tres pares. La variable AE-T presentó cambios en el par de relaciones CR-45 y CR-60. Y el resto de las variables solo presentaron cambios de comportamiento entre la posición relajada y los 60° de extensión de la 1ª AMTF. Por tanto, los cambios fueron más evidentes en la medición de 60° y la diferencia entre la medición de los 45° y la medición de los 60° fue muy poca.

Estos resultados eran de esperar, primero porque el rango de movimiento de posición relajada a 60°, es obviamente mayor que de posición relajada a 45°. Y segundo porque de 45° a 60° incrementamos 15°, por lo que es lógico pensar que los cambios no van a ser excesivamente diferentes, ni el doble.

La variable más representativa fue el MTF 1°D con un tamaño del efecto muy alto de 0,971 (CR-45), 0,980 (CR-60) y 0,845 (45-60). Esto puede deberse a que representa radiográficamente a la variable sobre la que se ha actuado directamente al realizar la extensión de la 1ªAMTF.

La intervención realizada con las cuñas sobre el ángulo metatarsofalángico del 1° dedo ha supuesto un cambio significativo en busca de cambios ascendentes, cosa además justificada porque como ya hemos comentado, a medida que ascendemos se disipa el movimiento.

Coincidimos con Taranto y cols.¹²⁶ en que la valoración radiográfica, desde una proyección lateral del ángulo metatarsofalángico del 1° dedo, está muy poco referenciada en la literatura. Estos autores estudiaron la fiabilidad intra e interevaluador de diferentes mediciones radiográficas en proyección dorso-plantar y lateral, entre las que se encontraba el rango de dorsiflexión de la 1ªAMTF. No podemos comparar este estudio con nuestra investigación, pues en él los sujetos presentaban Hallux limitus y/o Hallux valgus y las radiografías se realizaron en carga, con la rodilla flexionada 40°. Aun así, sus resultados indicaron que el método utilizado para obtener la dorsiflexión de la 1ªAMTF fue fiable.

La siguiente variable representativa fue la AE-T, con un tamaño del efecto moderado (0,617 en CR-45 y 0,721 en CR-60). La AE es una medida clínica que se

utiliza con relativa frecuencia por ser rápida y sencilla de realizar. Sus principales inconvenientes hacen referencia a su subjetividad y a qué se basa en una medición estática, aunque si se ha demostrado que tiene una alta fiabilidad intertest e intratest respecto a otros métodos clínicos que estudian la huella plantar. Y por supuesto, también se utiliza en las mediciones radiográficas^{48,102,123,127,128}.

Hay autores que consideran importante utilizar medidas o índices normalizados en lugar de medidas absolutas, de ahí que se tuviera en cuenta la AE-N y la AE-T.

Menz y cols.⁴⁸ realizaron un estudio con el fin de validar tres técnicas utilizadas en la práctica clínica para medir la posición del pie en estática. Estos autores relacionaron el arch index, la AE y el FPI con mediciones radiográficas realizadas en carga desde una proyección lateral del pie. Las mediciones fueron la AE, AE-N, AE-T, INC CAL y el ángulo calcáneo -1° metatarsiano. Gran parte de los valores cuantificados en este estudio y el protocolo a seguir fue bastante similar a nuestro trabajo de investigación.

Los resultados obtenidos por Menz y cols. indicaron que las 3 mediciones clínicas mostraron una relación estadísticamente significativa con cada uno de los parámetros radiográficos cuantificados, con un valor de $p < 0.05$. La AE como medida clínica fue altamente correlacionado con la AE radiográfica. Y que, si relacionamos las 3 mediciones clínicas entre sí, la AE-N y el FPI presentaron una relación estadísticamente significativa. Además, la AE radiográfica tubo una excelente fiabilidad (ICC, 0,99; IC del 95%, 0,98-0,99), al igual AE-N (ICC, 0,98; IC del 95%, 0,97-0,98), y AE-T (ICC, 0,99; IC del 95%, 0,97-0,99).

En la misma dirección apuntan los resultados obtenidos por Murley y cols.¹²⁹, quienes relacionaron dos medidas clínicas, AE-T e índice del arco, con mediciones radiográficas en proyección dorso-plantar y lateral, entre las que se encontraba el ángulo de INC CALC. Sus resultados indicaron que las correlaciones entre las medidas clínicas y radiográficas fueron estadísticamente significativas $p < 0,05$. Y que curiosamente, las medidas clínicas se asociaron más fuertemente a los ángulos radiográficos en proyección lateral, sobre todo al ángulo de INC CALC.

Por otra parte, Hohmann y cols.¹²⁷ realizaron un estudio donde evaluaron la confiabilidad y reproducibilidad del ángulo del calcáneo, el ángulo INC CALC, y la AE-T, mediciones muy utilizadas para estudiar la altura del ALI. Realizaron una radiografía lateral del sujeto en bipedestación con el apoyo de solo una pierna, con la rodilla flexionada 30°. En este caso, sus resultados indicaron que la AE-T es la medida más consistente y confiable para estudiar la altura del ALI.

Otras variables importantes fueron el ángulo INC 1°MTT, el ángulo INC CALC y la LONG PIE. Todos ellos con un tamaño del efecto mediano.

Cavanagh y cols.¹⁰² destacaron en su estudio (mencionado al inicio de este apartado) que una menor altura del calcáneo se asoció con mayor presión plantar, y una mayor inclinación del 1° metatarsiano contribuye junto con una baja inclinación el 5° metatarsiano a presiones plantares más altas bajo el talón. Así mismo, asociaron la altura del ALI con la altura del escafoides y ésta a su vez con la inclinación del 1° metatarsiano.

Con respecto a la longitud del pie, Gwani y cols.¹³⁰ afirmaron que éste es un parámetro que determina la estatura de un individuo. En su estudio, tuvieron como objetivo comparar la longitud completa del pie con la longitud del pie sin dedos, realizando una radiografía lateral del pie. Y concluyeron que la longitud truncada del pie tiene un coeficiente de correlación y de determinación, así como un error estándar más pequeño que la longitud del pie. Este estudio sugiere que excluir las falanges proporciona una estimación más precisa de la altura del sujeto. En nuestra investigación también se utilizaron estos dos parámetros, pero cuando se analizó el tamaño del efecto en la relación CR-60, la longitud del pie tuvo un tamaño del efecto mediano, mientras que la longitud del pie truncada tuvo un tamaño del efecto bajo.

Por otro lado, las variables C-B y AST-1°MTT fueron las que presentaron una menor alteración al pasar de 45° a 60°. Podríamos considerar entonces, que sus grados de movimiento son más limitados y por más que extendamos la 1ªAMTF, ellas ya han llegado a su punto máximo.

Es curioso que el ángulo de Costa-Bartani-Moreau interno, que es muy utilizado en las valoraciones pre y postquirúrgica, aparece poco referenciado en la literatura cuando valoramos radiográficamente el ALI, siendo en ese caso el ángulo de inclinación del calcáneo el más utilizado.

En definitiva, de todas las mediciones realizadas en nuestro estudio, las más empleadas por diferentes autores para valorar la funcionalidad del pie fueron el ángulo de inclinación del calcáneo y la altura del escafoides como tal, o como altura del escafoides normalizada y/o truncada. Seguido del ángulo astrágalo-1º metatarsiano, el ángulo de inclinación del 1º metatarsiano, y la longitud del pie^{44,46,48,102,103,121,123-132}. Coincidimos con estos autores, en función de los resultados que hemos obtenido, que estas mediciones son apropiadas para valorar la funcionalidad del pie, y por tanto, para valorar el MW, indicativo de un pie funcional.

8.3 ANÁLISIS DE TERCER OBJETIVO

Determinar el grado de repercusión provocado por la activación del mecanismo de windlass en tibia y fémur.

Para dar respuesta a este objetivo y conocer el grado de repercusión generado por el MW en el MI, analizamos el tamaño del efecto, cuyos resultados con un valor de $p < 0,001$, fueron alto para tibia (0,842) y medio para fémur (0,686). Estos valores no solo fueron estadísticamente significativos, sino que también fueron clínicamente significativos, pues generan una repercusión práctica, fundamentalmente, durante las maniobras realizadas en la toma de moldes.

Confirmamos, por tanto, nuestra hipótesis de investigación (H_1): La extensión de la 1ªAMTF genera cambios cinemáticos asociados al movimiento de supinación en mediopié y de rotación externa de tibia y de fémur.

Para determinar si existía o no una relación directamente proporcional entre las variables, se realizó la prueba de correlación paramétrica de Pearson, para mediopié y tibia, y la prueba de correlación no paramétrica Rho de Spearman, para fémur.

Los resultados obtenidos indicaron que la relación que se estableció entre cada una de las variables dependientes y la variable independiente no fue estadísticamente significativa, siendo $p > 0,05$.

Por tanto, afirmamos que no se puede establecer una correlación entre ellas. Tampoco se puede predecir cuántos serán los grados de supinación que se van a producir en mediopié, ni los grados de rotación externa que se generaran en tibia o en fémur, aun conociendo el valor de extensión de la 1ªAMTF. En definitiva, no podemos obtener una relación lineal.

En relación con estos resultados, Morante y cols.¹¹⁴ realizaron un estudio con el objetivo de comprobar si existía o no relación entre el movimiento de dorsiflexión del tobillo y el movimiento de dorsiflexión de la 1ªAMTF en las fases de apoyo total y despegue de la marcha. Ambas articulaciones tienen gran importancia en el desarrollo de la marcha, tanto por su función en la transmisión de carga en el plano sagital, como en el aspecto anatómico, mediante el sistema aquíleo-calcáneo-plantar.

En este estudio participaron un total de 29 sujetos. Estos quedaron divididos en 3 grupos en función de los resultados obtenidos en el FPI (grupo normal, grupo pronado y grupo supinado). Se midió la flexión dorsal de ambas articulaciones en descarga. Posteriormente, se realizó la medición en dinámica. Para ello, se emplearon 6 marcadores reflectantes localizados en el borde medial de la cabeza del primer metatarsiano, tubérculo del escafoides, tuberosidad del calcáneo, maléolo medial, cóndilo medial de la tibia, y se analizó mediante el software Kinovea®. Los resultados indicaron que, a pesar de que ambas articulaciones son muy importantes para el desarrollo de la marcha, no existió una relación estadísticamente significativa entre la flexión dorsal de tobillo y la extensión de la 1ª AMTF en dinámica¹¹⁴.

8.4 ANÁLISIS DEL CUARTO OBJETIVO

Relacionar los valores obtenidos radiográficamente con los obtenidos mediante el sistema de sensores inerciales.

Diferentes autores han utilizado las radiografías para validar otros instrumentos de medida o para complementar la información. Yalçin y cols.⁴⁶ quisieron evaluar el ALI comparando mediciones radiográficas con un sistema de medición de la distribución de las presiones plantares en dinámica (EMED-SF System). Obtuvieron como resultado que ambas formas de medir pueden evaluar el ALI.

Lee y cols.¹³¹ para valorar un modelo del pie en 3D, compararon diferentes medidas radiográficas en proyección dorso-plantar y lateral con un sistema de análisis de la marcha. Sus resultados indicaron que los valores obtenidos con este sistema se correlacionaron con las mediciones radiográficas convencionales.

Además, Caravaggi y cols.¹⁰⁵ tuvieron como objetivo estudiar la deformación del ALI, evaluando la correlación y la precisión de las medidas basadas en marcadores cutáneos (Visual 3D) con respecto a las medidas clínicas en radiografía. También utilizaron la gráfica de Bland-Altman para evaluar la relación entre ambas técnicas.

En nuestra investigación, comparamos dos técnicas de medición. Esta comparación se realiza a través de dos variables: la 1ªAMTF (sistema de sensores inerciales) y el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo (radiografía).

En cuanto a los resultados que hemos obtenido en nuestro estudio, observamos que en ninguna de las dos técnicas se consiguió alcanzar ni los 45° ni los 60° de extensión que presentaban las cuñas cuando realizamos la intervención. Con el sistema de sensores se obtuvo un valor de 42,6° (45°), mientras que con la radiografía se cuantificó 29°. Con el sistema de sensores se alcanzaron 52,6° (60ª) y con la medición radiográfica se lograron 39,4°.

Esto puede deberse a la acción de las partes blandas, pues la superficie plantar del pie es gruesa y variable, con lo que puede enmascarar la verdadera arquitectura ósea del

pie⁴⁷. Peters y cols. indicaron que el pie también era vulnerable a los artefactos generados por los tejidos blandos, y que esto dependería de la carga que se le aplique⁹⁸. En este caso, el sujeto estaba en carga relajada, pero si se le aplicó una fuerza externa, y es posible que cuando mayor sea esa fuerza externa (60°) más alteración puede provocar en los resultados. También el complejo gleno-sesamoideo puede influir en la determinación del movimiento articular, mostrándonos que el hecho de hacer un movimiento de extensión sobre la falange no es indicativo de estar actuando sobre la propia articulación.

Sobre esto, García y cols.¹³³ determinaron los efectos que la extensión pasiva de la 1ªAMTF puede provocar sobre el espesor y la rigidez del tejido blando plantar. Sus resultados indicaron que la extensión de la 1ªAMTF provocó un aumento de la rigidez del tejido blando del antepié, y se redujo mínimamente su grosor, debido al aumento de la tensión desarrollada por la FP y al tejido blando plantar bajo las cabezas de los metatarsianos. García y cols, concluyeron su estudio indicando que, estos cambios han de ser necesarios para transformar el pie en una palanca rígida en el periodo propulsivo de la marcha, permitiendo un desarrollo eficiente del MW.

Con el propósito de relacionar ambas técnicas de medición, se realizó la prueba de correlación Rho de Spearman entre las variables: extensión de la 1ªAMTF, registrado por el sistema de sensores inerciales, y el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo, medido en la radiografía. El resultado fue estadísticamente significativo, con un coeficiente de correlación alto de 0,624 y un valor de $p < 0,05$. Obteniéndose una relación directa entre ellas, es decir, si una variable aumenta la otra también.

A tenor del resultado obtenido, recurrimos al método gráfico de Bland-Altman. Esto nos indicó que el 90% de los casos se encontraban dentro de los límites de tolerancia. Se puede traducir como que ambas técnicas presentaron gran similitud en su forma de cuantificar los grados de la 1ªAMTF.

Si este resultado lo extrapolamos a la técnica de medición utilizada por los sensores inerciales, podríamos afirmar que los valores registrados en los movimientos de supinación y de rotación externa son fiables.

8.5 LIMITACIONES

Es importante reconocer cuáles han sido las limitaciones que nos hemos encontrado durante la realización de este estudio. De esta manera, será posible evitar errores similares en las futuras investigaciones que aborden este tema.

La principal limitación hace referencia a las características de la muestra. Ha sido sumamente difícil que la población de estudio cumpliera con cada uno de los criterios que, desde el punto de vista podológico, se consideran normales.

Probablemente, los criterios que hasta ahora determinábamos como normales, deban ser revisados. La podología, como disciplina científica, debe consensuar y establecer criterios más flexibles y adaptados a las características de la población actual.

Este consenso de criterios también puede extrapolarse a la nomenclatura dada para medir distintos ángulos desde una proyección radiológica lateral. Tras consultar la bibliografía, se puede afirmar que no existe unanimidad ni en cuanto al nombre que reciben dichos ángulos ni en cuanto a los valores de normalidad o patológicos que éstos presentan.

Finalmente, otra limitación viene dada por el tamaño de los sensores inerciales utilizados. Estos sensores tienen un tamaño ideal para ser colocados en el brazo, el muslo o la pierna, pero para zonas más pequeñas como el pie pueden resultar algo aparatosos. Hemos observado como, a veces, el tamaño del sensor es similar al tamaño del primer dedo del pie dificultando su colocación en el mismo.

8.6 PROSPECTIVAS DE FUTURO / FUTURAS LINEAS DE INVESTIGACIÓN

En relación con los objetivos propuestos y en función de los resultados obtenidos, proponemos aumentar el tamaño muestral y homogeneizar la muestra.

Además, tras determinar que la piel es un artefacto que genera pérdida de información como consecuencia de su desplazamiento, una posible línea de investigación podría ir enfocada en la realización de un estudio invasivo/cruento, donde nos centráramos únicamente en los movimientos producidos en las diferentes estructuras óseas. Estudio que, actualmente, desde el punto de vista bioético es difícil llevar a la práctica.

Conclusiones

9. CONCLUSIONES

1. En la medición de 45°, se obtuvo 42,5° en la extensión de la 1ªAMTF, 2,3° de supinación en mediopié, 3,6° de rotación externa en tibia y 2,8° en fémur. Con la medición de 60° se obtuvo un valor de 52,6° en la 1ªAMTF, 3° en mediopié, 4,9° en tibia y 3,9° en fémur.
2. Se produjeron cambios en todos los ángulos y mediciones radiográficas en consonancia con los movimientos que se produjeron en el pie durante la activación del MW. Destacamos el ángulo metatarsofalángico del 1º dedo, y la altura del escafoides truncada, seguidos de los ángulos inclinación del 1º metatarsiano e inclinación del calcáneo, y la longitud del pie.
3. La extensión de la 1ªAMTF generó cambios cinemáticos asociados al movimiento de supinación en mediopié y de rotación externa de tibia y de fémur, pero no existió correlación entre ellas. Tampoco se pudo predecir cuáles serían los grados de supinación que se producirían en mediopié, ni los grados de rotación externa que se generarían en tibia o en fémur, aun conociendo el valor de extensión de la 1ªAMTF.
4. Confirmamos que ambas técnicas de medición presentaron gran similitud en su forma de cuantificar los grados de la 1ªAMTF, pues se obtuvo una relación directa y estadísticamente significativa entre ellas. Si este resultado lo extrapolamos a la técnica de medición utilizada por los sensores inerciales, podríamos afirmar que los valores registrados en los movimientos de supinación y de rotación externa son fiables.

Bibliografía

10. BIBLIOGRAFÍA

1. **Hicks JH.** The mechanics of the foot. Part II: the plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.* 1954;88:25–31.
2. **Kappel-Bargas A, Mcpoil TG, Woolf RD, Cornwall MW.** The windlass mechanism during normal walking and passive first metatarsalphalangeal joint extension. *Clin Biomech.* 1998;13(3):190–4.
3. **Fuller EA.** The windlass mechanism of the foot a mechanical model to explain pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):35–46.
4. **Munuera PV.** El primer radio. *Biomecánica y Ortopodología.* 2ª ed. Cádiz: Exa Editores SL; 2009.
5. **Chana P.** Eficacia de los impulsos eléctricos de bajo voltaje en la fasciosis plantar. (Tesis doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España; 2013.
6. **Bolgl LA, Malone TR.** Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice. *J Athl Train.* 2004;39(1):77–82.
7. **Song S, Lamontagna C, Collins SH, Geyer H.** The effect of foot compliance encoded in the windlass mechanism on the energetics of human walking. En: 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS. Osaka; 2013. p. 3179–82.
8. **Alshami AM, Babri AS, Souvlis T, Coppieters MW.** Biomechanical evaluation of two clinical tests for plantar heel pain : the dorsiflexion-eversion test for tarsal tunnel syndrome and the Windlass test for plantar fasciitis. *Foot Ankle Int.* 2007;28(4):499–505.
9. **Garceau D, Dean D, Requejo SM, Thordarson DB.** The association between diagnosis of plantar fasciitis and windlass test results. *Foot Ankle Int.* 2003;24(3):251–5.
10. **Aquino A, Payne C.** Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91(5):245–50.
11. **Kirby KA.** Foot and lower extremity biomechanics: a ten year collection of precision intricast newsletters. Payson: Precision Intricast Inc; 1997.
12. **Kelikian AS.** Sarrafian´s Anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional. 2ª ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, editor; 1993.

13. **Thompson JV, Saini SS, Reb CW, Daniel JN.** Diagnosis and management of plantar fasciitis. *J Am Osteopath Assoc.* 2014;114(12):900-6.
14. **Monzó F, Martínez E.** Abordaje ortopodológico de la fascitis plantar. En: *XX Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte.* Murcia; 2010. p. 1–46.
15. **Tweed JL, Barnes MR, Allen MJ, Campbell JA.** Biomechanical consequences of total plantar fasciotomy: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(5):422–30.
16. **Cheung JT, Zhang M.** Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle – foot complex. *Clin Biomech.* 2004;19:839–46.
17. **Kirby KA.** Understanding ten key biomechanical functions of the plantar fascia. *Pod Today.* 2016;29(7):1–15.
18. **Kirby KA.** Foot and lower extremity biomechanics II: precision intricast newsletters, 1997-2002. Payson: Precision Intricats Inc; 2002.
19. **Wearing SC, Smeathers JE, Yates B, Sullivan PM, Urry SR, Dubois P.** Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(10):1761–7.
20. **Kirby KA.** Foot and lower extremity biomechanics III: precision intricast newsletters 2002-2008. Payson: Precision Intricast Inc;2008.
21. **Carlson RE, Fleming LL, Hutton WC.** The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int.* 2000;21(1):18–25.
22. **Ker RF, Bennett MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RM.** The spring in the arch of the human foot. *Nature.* 1987;325(8):147–9.
23. **Caravaggi P, Pataky T, Goulermas JY, Savage R, Crompton R.** A dynamic model of the windlass mechanism of the foot: evidence for early stance phase preloading of the plantar aponeurosis. *J Exp Biol.* 2009;(212):2491–9.
24. **Erdemir A, Hamel AJ, Fauth AR, Piazza SJ, Sharkey NA.** Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J bone Jt surgery.* 2004;86(3):546–52.
25. **Moreno JL.** *Podología General y Biomecánica.* 2ªed. Barcelona: Elsevier Masson;2009.

26. **Nuñez-Samper, M. Llanos L.** Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pie. 3º ed. Barcelona: Editorial Masson; 2007.
27. **López del Amo A.** Propuesta de valoración del daño corporal en la primera articulación metatarsal según su funcionalidad y repercusión en la marcha. (Tesis doctoral). Universidad de Murcia, Murcia, España; 2011.
28. **Root M, Orien W, Weed J.** Normal and abnormal function of the foot. Vol 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
29. **Payne C, Chuter V, Miller K.** Sensitivity and specificity of the functional hallux limitus test to predict foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(5):269–71.
30. **Sanchez J.** Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. 1ª ed. Valencia: IBV;1999.
31. **Viladot A.** Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Rev Española Reumatol.* 2003;30(09):469–77.
32. **Castro A.** Efecto del tratamiento ortopodológico en el dolor lumbar crónico. (Tesis doctoral). Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2012.
33. **Kirby KA.** Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91(9):465–87.
34. **De Schepper J, Alsenoy KA, Rijckaert J, Mits SD, Lootens T, Roosen P.** Intratest reliability in determining the subtalar joint axis using the palpation technique described by K. Kirby. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2012;102(2):122–9.
35. **Spooner S, Kirby KA.** The subtalar joint axis locomotor: a preliminary report. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96(3):186–90.
36. **Ángulo M, Llanos L.** Biomecánica del complejo periastragalino. *Biomecánica.* 1994;2(2):77–80.
37. **Perry J, Burnfield JM.** Gait analysis: normal and pathological function. 2ª ed. Thorofare: Slack; 2010.
38. **Jack EA.** Naviculo-cuneiform fusion in the treatment of flat foot. *J Bone Joint Surg.* 1953; 35B (1): 75-82.
39. **Griffin NL, Miller CE, Schmitt D, D'Août K.** Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy : insights ,

- obstacles , and future directions. *Am J Phys Anthropol.* 2015;(156):1–10.
40. **Domínguez G.** Estudio de la protusión metatarsal en el adulto. Criterios de normalidad (Tesis doctoral). Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2006.
41. **Montagne J, Chevrot A, Galmiche J.** Atlas de radiología del pie. 1ª ed. Barcelona: Editorial Masson; 1984.
42. **Donatelli R.** Normal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1985;7(3):91–5.
43. **Calvo A.** Estudio de casos y controles para la evaluación de la asociación de parametros morfológicos del pie y la presencia de Hallux Rigidus. (Tesis doctoral). Universitat Rovira i Virgili, Tarragona, España; 2007.
44. **Brotos AM, Lorente FJ.** Variaciones de los ángulos del pie plano-valgo y cavo-valgo del niño tras la corrección con prótesis subastragalina de Giannini. *Rev Española Cirugía Osteoartic.* 2004;39(218):51–7.
45. **De Pellegrin M, Moharamzadeh D, Strobl WM, Biedermann R, Tschauer C, Wirth T.** Subtalar extra-articular screw arthroereisis (SESA) for the treatment of flexible flatfoot in children. *J Child Orthop.* 2014;8:479–87.
46. **Yalçın N, Esen E, Kanatli U, Yetkín H.** Evaluation of the medial longitudinal arch : a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Ttraumatologica Turc.* 2010;44(3):241.
47. **Williams DS, McClay IS.** Research report measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch : Reliability and Validity. *Phys Ther.* 2000;(80):864–71.
48. **Menz HB, Munteanu SE.** Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(8):479–86.
49. **Hernández R, Fernández C, Baptista MP.** Metodología de la investigación. 5ª ed. México DF: McGraw-Hill Interamericana Editores S.A; 2010.
50. **Argimón JM, Jiménez J.** Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 4º ed. Barcelona: Elsevier; 2013.
51. **Robledo M, Sánchez J.** Estimación de edad en niños. Estudio radiológico del tobillo. *Gac Int Cienc Forenses.* 2013;(7):41–5.

52. **Cheng JCY, Chan PS, Chiang SC, Hui PW.** Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 chinese children. *J Pediatr Orthop.* 1991;11(2):154–61.
53. **Crowder C, Austin D.** Age ranges of epiphyseal fusion in the distal tibia and fibula of contemporary males and females. *J Forensic Sci.* 2005;50(5):1001–7.
54. **Espinosa I, Limón D, Reina M, Pabón M, Pastor R.** Método clínico podológico básico: protocolo adaptado a pacientes suseptibles de tratamiento quiropodológico. *Rev Esp Podol.* 2013;24(1):14–8.
55. **Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J.** Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(3):162–7.
56. **Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos.** Guía práctica de protocolos de exploración y biomecánica. 1º ed. Madrid: Consejo general de colegios oficiales de podólogos; 2010.
57. **Redmond A, Crosbie J, Ouvrier R.** Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89–98.
58. **Beighton P, Solomon L, Soskolne C.** Articular mobility in an African population. *Ann rheum Dis.* 1973;32:413–8.
59. **Benhamú S, Fernandez LM, Guerrero A, Martínez L, Gordillo LM.** Influencia de la laxitud articular en la biomecánica del pie. *Rev Esp Podol.* 2004;15(6):290–8.
60. **Benhamú S.** Factores podológicos predictivos de la laxitud ligamentosa en la población adulta. (Tesis doctoral). Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2011.
61. **Benhamú S, Domínguez G, García R, Jiménez MD, Gijon Nogueron G.** Clinical signs in the foot that are predictors of ligamentous laxity in the adult population. *J Tissue Viability.* 2015;24(4):153–64.
62. **Pascual R, García J, López P.** Índice postura del pie. Manual y guía de usuario. Elche; 2005.
63. **Oller A.** La fórmula metatarsal y su valor predictivo en los transtornos de la marcha. (Tesis doctoral). Universitat de Barcelona, Barcelona, España; 2006.
64. **Fernández M, Castro A, Albornoz M.** Efectos del tratamiento con kinesio tape en el pie plano. *Fisioterapia.* 2012;34(1):11–5.

65. **López del Amo A, Cintado R, Munuera PV, González R, Salcini J.** ¿Cuál es el protocolo de exploración más adecuado a la hora de valorar la primera articulación metatarsofalángica? *Rev Esp Podol.* 2013;24(1):25–9.
66. **Manfredi MJ, Távara P, Lara N, Ramos J.** Comparative study between the different techniques of molding and the morphology of the foot in weightbearing. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2018;108(5):375–82.
67. **Manfredi MJ, Tovaruela N, Távara P, Domínguez G, Fernández LM, Ramos J.** Three-dimensional variations in the lower limb caused by the windlass mechanism. *Peer J.* 2017;5:e4103.
68. **Gómez LL, Velásquez SM, Castaño P, Valderrama S, Ruiz MA.** La antropometría y la baropodometría como técnicas de caracterización del pie y herramientas que proporcionan criterios de ergonomía y confort en el diseño y fabricación de calzado: una revisión sistemática. *Prospectiva.* 2018;16(1):7–17.
69. **Zurita A.** Bioval Systems “análisis biomecánico en 3D”. En: *Sebior-Aepode. Libro de actas III Symposium Internacional Biomecánica y Podología Deportiva.* Barcelona; 2013.p. 52–60.
70. **Florenciano JL.** Estudio de la articulación de la rodilla durante la marcha con el sistema Bioval. En: *Sebior-Aepode. Libro de actas III Symposium Internacional Biomecánica y Podología Deportiva.* Barcelona; 2013. p. 61–74.
71. **Grand JM, Geronimi M.** Scapulohumeral rhythm assessment with inertial sensors: preliminary results. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011;14(sup1):61–3.
72. **Florenciano JL, Solé J, Borrás X.** Análisis descriptivo del movimiento 3D del pie mediante sensores inerciales: comparación entre extremidades. *Rev Esp Podol.* 2021;32(1):13–7.
73. **Ramos J.** Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros del miembro inferior del ciclista. (Tesis doctoral). Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2010.
74. **Távara P, Monge M, Lafuente G, Domínguez G, Munuera PV.** Static range of motion of the first metatarsal in the sagittal and frontal planes. *J Clin Med.* 2018;7(11):456.
75. **Gómez MA, Roldán M, Barranco O, Ramos J, Bellido LM, Gómez A, et al.** Modificaciones en el pie pronador del niño tras actividades de resistencia y su

- relación con el cansancio físico. Eur J Pod. 2016;1(1):1–7.
76. **Ramos J, Domínguez G, Castillo JM, Fernández LM, Munuera PV.** Angular position of the cleat according to torsional parameters of the cyclist's lower limb. Clin J Sport Med. 2014;24(3):251–5.
77. **Munuera P V.** Factores morfológicos en la etiología del hallux limitus y el hallux abductus valgus. (Tesis doctoral). Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2006.
78. **Távora P, Lafuente G, Manfredi MJ, Munuera P V.** Estudio radiográfico sobre la movilidad del primer radio en los planos sagital y frontal. Rev Esp Podol. 2021;32(1):27–35.
79. **AMM (Asociación Médica Mundial).** Declaración de Helsinki. Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. 18ª Asamblea Médica Mundial. Helsinki (Finlandia).1964. [On-Line]. [Consultado 3 abril 2020]. Disponible en: <https://www.wma.net/es/policias-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>
80. **Informe Belmont.** Principios éticos y recomendaciones para la protección de las personas objeto de experimentación. Comisión Nacional para la protección de personas objeto de experimentación biomédica y de la conducta. 1979. [On-Line]. [Consultado 3 abril 2020]. <https://www.bioeticaweb.com/el-informe-belmont-principios-y-guías-éticas-para-la-protección-de-los-sujetos-humanos-de-investigación-18-abril-1979/>
81. **Ley 14/1986** de 25 de abril, general de sanidad. (Boletín Oficial del Estado, nº102, de 29/04/1986).
82. **Consejo de Europa.** Convenio para la protección de los derechos humanos y la dignidad del ser humano con respecto a las aplicaciones de la biología y la medicina. Convenio sobre los Derechos Humanos y la Biomedicina. Oviedo. 1997. [On-Line]. [Consultado 3 abril 2020]. Disponible en: <http://www.unav.es/cdb/coeconvenion.html>
83. **Ley 41/2002** de 14 de Noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. (Boletín Oficial del Estado, número 274, de 15-11-2002).
84. **Ley Orgánica 15/1999**, de 13 de Diciembre, de protección de datos de carácter personal. (Boletín Oficial del Estado, número 298, de 14-12-1999).
85. **Real Decreto 1720/2007**, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el reglamento

- de desarrollo de la ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal. (Boletín Oficial del Estado, número 1719, de 22-12-2008).
86. **Seibel MO.** Función del pie - texto programado. Madrid: Ortocen; 1994.
87. **Redmond AC, Crane YZ, Menz HB.** Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(6):1–9.
88. **Palladino SJ.** Preoperative evaluation of the bunion patient: etiology, biomechanics, clinical and radiographic assessment. En: Gerbert J. *Textbook of Bunion Surgery*, 2ª edición. New York: Futura Publishing Company;1991. p. 1–87.
89. **Tomczak M, Tomczak E.** The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. *Trends Sport Sci.* 2014;1(21):19–25.
90. **Vereecke EE, Aerts P.** The mechanics of the gibbon foot and its potential for elastic energy storage during bipedalism. *J Exp Biol.* 2008;211(23):3661–70.
91. **Benhamú S, González R, Martínez L, Munuera PV., Guerrero A.** Protocolo de toma de moldes en espuma fenólica: maniobras y aplicativas sobre el pie. *Rev Esp Podol.* 2004;15(4):184–94.
92. **Weygers I, Kok M, Konings M, Hallez H, De Vroey H, Claeys K.** Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review. *Sensors.* 2020;20(673):1–23.
93. **Long JT, Eastwood DC, Graf AR, Smith PA, Harris GF.** Repeatability and sources of variability in multi-center assessment of segmental foot kinematics in normal adults. *Gait Posture.* 2010;31(1):32–6.
94. **Seel T, Kok M, McGinnis RS.** Inertial sensors—applications and challenges in a nutshell. *Sensors.* 2020;20(6221):1–5.
95. **Picerno P.** 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture.* 2017;51:239–46.
96. **Vivas OA, Valencia DC, Quijano KJ, Bonett VD.** Estimación de la cinemática de las articulaciones de miembro inferior por medio del filtro de Kalman extendido. *Inge Cuc.* 2020;16(1):252–66.
97. **Sacco G, Turpin JM, Marteu A, Sakarovitch C, Teboul B, Boscher L, et al.** Inertial sensors as measurement tools of elbow range of motion in gerontology. *Clin*

- Interv Aging. 2015;10:491–7.
98. **Peters A, Galna B, Sangeux M, Morris M, Baker R.** Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. *Gait Posture*. 2010;31(1):1–8.
99. **Cereatti A, Bonci T, Akbarshahi M, Aminian K, Barré A, Begon M, et al.** Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *J Biomech*. 2017; 62:5–13.
100. **McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME.** The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009; 29:360–9.
101. **Perlman PR, Dubois P, Siskind V.** Validating the process of taking lateral foot x-rays. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1996;86(7):317–21.
102. **Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJM, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE.** The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*. 1997;30(3):243–50.
103. **Bryant JA.** A comparison of radiographic foot measurements taken in two different positions. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001;91(5):234–9.
104. **Cheng HK, Lin C, Wang H, Chou S.** Finite element analysis of plantar fascia under stretch. The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *J Biomech*. 2008;41:1937–44.
105. **Caravaggi P, Rogati G, Leardini A, Ortolani M, Barbieri M, Spasiano C, et al.** Accuracy and correlation between skin-marker based and radiographic measurements of medial longitudinal arch deformation. *J Biomech*. 2021;128(110711):1-5.
106. **McPoil TG, Hunt GC.** Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(6):381–8.
107. **Melero G.** Indicadores culturales y antropométricos relacionados con la salud podológica del escolar. (Tesis doctoral) Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2017.
108. **Ramos J.** Detección precoz y confirmación diagnóstica de alteraciones podológicas en población escolar. (Tesis doctoral) Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2007.

109. **Álvarez V.** Programa de Salud Escolar Podológica. Análisis de resultados y clasificación de diagnósticos podológicos. (Tesis doctoral) Universidad de Sevilla, Sevilla, España; 2015.
110. **Root M, Orien WP, Weed JH, Huges R.** Exploración biomecánica del pie. Vol 1. 1º ed. Madrid: Ortocen editor; 1991.
111. **Kirby KA.** Biomechanics of the normal and Abnormal Foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):1–5.
112. **Orejana AM, Monzó F.** Modelo de estrés de tejidos. Aplicaciones clínicas en la patología del pie. *Rev Esp Pod.* 2018;29(2):101–12.
113. **Jarvis HL, Nester CJ, Bowden PD, Jones RK.** Challenging the foundations of the clinical model of foot function: Further evidence that the root model assessments fail to appropriately classify foot function. *J Foot Ankle Res.* 2017;10(7):1–11.
114. **Morante J, Sanchis E.** Relación entre la dorsiflexión de tobillo y la dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica en las fases de apoyo total y despegue de la marcha: estudio transversal en sujetos sanos. *Rev Esp Podol.* 2021;32(1):36–41.
115. **Lucas R, Cornwall M.** Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. *Foot* 2017;30:38–42.
116. **Cintado R, Domínguez G, López del Amo A, Benhamú S, Jiménez M.** Mecanismo de Windlass y su importancia en el movimiento del primer dedo. *Podol Clínica.* 2013;14(3):70–7.
117. **Kapandji AI.** Fisiología articular. Tomo II, Miembro inferior: esquemas comentados de mecánica humana. 5a ed., 4a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2004.
118. **Carrere MT, Álvarez A.** Biomecánica de la extremidad inferior 3. Exploración de la articulación de la rodilla. *Reduca.* 2009;1(3):26–37.
119. **Camomilla V, Cereatti A, Chèze L, Cappozzo A.** A hip joint kinematics driven model for the generation of realistic thigh soft tissue artefacts. *J Biomech.* 2013;46:625–30.
120. **Caravaggi P, Matias AB, Taddei UT, Ortolani M, Leardini A, Sacco ICN.** Reliability of medial-longitudinal-arch measures for skin-markers based kinematic analysis. *J Biomech.* 2019;88:180–5.

121. **Carrara C, Caravaggi P, Belvedere C, Leardini A.** Radiographic angular measurements of the foot and ankle in weight-bearing: A literature review. *J Foot Ankle Surg.* 2020;26(5):509–17.
122. **Joseph J.** Range of Movement of the Great Toe in Men. *J Bone Joint Surg Br.* 1954;36-B(3):450–7.
123. **Lamm BM, Stasko PA, Gesheff MG, Bhave A.** Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points. *J Foot Ankle Surg.* 2016;55(5):991–8.
124. **Thomas JL, Kunkel MW, Lopez R, Sparks D.** Radiographic values of the adult foot in a standardized population. *J Foot Ankle Surg.* 2006;45(1):3–12.
125. **Gibboney MD, LaPorta GA, Dreyer MA.** Interobserver Analysis of Standard Foot and Ankle Radiographic Angles. *J Foot Ankle Surg.* 2019;58(6):1085–90.
126. **Taranto MJ, Taranto J, Bryant A, Singer KP.** Radiographic investigation of angular and linear measurements including first metatarsophalangeal joint dorsiflexion and rearfoot to forefoot axis angle. *J Foot Ankle Surg.* 2005;44(3):190–9.
127. **Hohmann E, Myburgh J, Keough N, Tetsworth K, Glatt V.** Inter- and intraclass correlations for three standard foot radiographic measurements for plantar surface angles. Which measure is most reliable? *J Foot Ankle Surg.* 2019;25(5):646–53.
128. **Bryant A, Tinley P, Singer K.** Radiographic measurements and plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *Foot.* 2000;10(1):18–22.
129. **Anselmo DS, Skolnik J, Keeter E, El-Sayed AM, Love E.** Comparative evaluation of radiographic parameters of foot pronation in two different conditions versus barefoot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2018;108(4):285–91.
130. **Gwani AS, Salihu AT, Garba IS, Rufa'i AA.** Estimation of stature from radiographic measurement of foot dimensions: Truncated foot length may be more reliable than full foot length. *J Forensic Leg Med.* 2017;46:53–7.
131. **Lee DY, Seo SG, Kim EJ, Kim SJ, Lee KM, Farber DC, et al.** Correlation between static radiographic measurements and intersegmental angular measurements during gait using a multisegment foot model. *Foot Ankle Int.* 2015;36(1):1–10.

132. **Atbaşı Z, Erdem Y, Kose O, Demiralp B, Ilkbahar S, Tekin HO.** Relationship Between Hallux Valgus and Pes Planus: Real or Fiction? *J Foot Ankle Surg.* 2020;59(3):513–7.

133. **García CA, Goebel SL, Hastings MK, Klaesner JW, Mueller MJ.** Effect of metatarsal phalangeal joint extension on plantar soft tissue stiffness and thickness. *Foot.* 2008;18(2):61–7.

Anexo



ANEXO I

HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

ESTUDIO: RELACIÓN MECÁNISMO DE WINDLASS – ROTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR (II)

Documento de información para realización del estudio.

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, de su consentimiento para este estudio científico, autorizándonos a realizarlo. Puede retirar este consentimiento cuando lo desee. Firmarlo no le obliga a participar en todo el proceso. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea detenidamente la siguiente información:

1. En qué consiste, para qué sirve:

El estudio consiste en realizar el test de índice postural del pie (IPP), tres radiografías laterales del pie derecho, y valorar la extensión del primer dedo del pie derecho mediante la colocación de cuatro sensores (bioval) localizados en diferentes puntos del miembro inferior.

El objetivo del estudio es valorar y determinar la relación que se establece entre la extensión de la primera articulación metatarsofalángica (AMTF) y la rotación del miembro inferior en sujetos con valores normales/ fisiológicos de movilidad articular.

2. Cómo se realiza:

El sujeto será valorado en bipedestación, donde sobre un podoscopio y con una regla de Perhers, se cuantificarán los grados de Helbing y se le realizará el IPP, en el pie derecho. Seguidamente se le proporcionará unas mallas que faciliten la realización de las siguientes pruebas que constituyen el estudio.

Pesaremos al sujeto con una báscula, previamente calibrada, y calcularemos su altura con una cinta métrica.

Con el sujeto en decúbito supino, sobre una camilla de exploración, cuantificaremos con un goniómetro de dos ramas el grado de movimiento del primer dedo del pie derecho. En esta misma posición localizaremos el eje de la ASA (articulación subastragalina) y marcaremos con un rotulador permanente, sobre la planta del pie derecho, el punto donde la ubiquemos, para posteriormente, en bipedestación y respetando el ángulo y la base de la marcha, escanearmos la huella con la marca realizada.

Para valorar y cuantificar la extensión del primer dedo, colocaremos cuatro sensores inerciales que capturen el movimiento de los segmentos óseos, localizados en 1° AMTF, dorso del pie, tuberosidad tibial anterior y bisección lateral del fémur. Estos sensores quedaran adheridos a unas platinas metálicas sostenidas al miembro inferior mediante un sistema de velcros de elaboración propia.

Finalmente, realizaremos tres radiografías laterales en carga del pie derecho, la primera de ellas en carga relajada, y las otras dos realizando una extensión pasiva de la 1ª AMTF de 45° y 60° mediante el uso de una cuña de EVA.

El tiempo que puede durar la realización de las pruebas, en condiciones normales, es de 30 minutos aproximadamente.

3. Qué riesgos tiene:

Aunque este estudio no conlleva riesgos, se debe tener en cuenta lo siguiente:

- Si existe la posibilidad de que esté embarazada, NO se someta a esta prueba, pues este tipo de radiación podría generar daños a su futuro hijo.
- Si a usted se le han realizado múltiples radiografías a lo largo de su vida debe hacérselo saber, ya que el efecto de este tipo de radiación es acumulativo, y puede llegar a ser perjudicial para su salud.

4. Aspectos que debe conocer:

- El estudio se llevará a cabo por Dña. María José Manfredi Márquez, y quien ella designe como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas tituladas en Podología y, por lo tanto, conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.

- Es posible que se tomen fotografías del miembro inferior durante las pruebas. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto.

- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, en forma de póster, o bien en forma de publicación en revista científica.

- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.

- Los datos obtenidos en las diferentes pruebas podrán servir para la realización de futuros estudios con similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.

Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.



ANEXO II

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

ESTUDIO: RELACIÓN MECANISMO DE WINDLASS – ROTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR (II)

DECLARACIONES Y FIRMAS

D/D^a....., en calidad de participante, declaro que el responsable del equipo de investigación me ha explicado de forma satisfactoria en qué consiste el estudio, cuál es su objetivo, cuáles son las pruebas a las que me tengo que someter y los posibles riesgos de las mismas. He comprendido perfectamente todo lo anterior y doy mi consentimiento para que Dña. María José Manfredi Márquez, y el personal que designe como miembro de su equipo, me realicen las pruebas necesarias para la obtención del objetivo de este estudio. Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a retirar este consentimiento cuando estime oportuno, sin necesidad de justificar mi voluntad, y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mí.

En....., a..... de..... de.....

El/la participante el/la representante legal (sólo en caso de incapacidad del paciente).

Fdo.

REVOCATORIA DE CONSENTIMIENTO

D/D^a..... expreso mi voluntad de revocar el consentimiento informado anteriormente explicado.

En,, a..... de..... de.....

Fdo.



ANEXO III

HOJA RECOGIDA DE DATOS

FICHA N.º _____

Datos de Interés:

Apellidos y Nombre: _____

Sexo: Hombre Mujer

Edad: _____ Fecha de Nacimiento: _____ / _____ / _____

Peso: _____ kg Talla: _____ m IMC: _____

Criterios de Exclusión:

No intervención quirúrgica 1º radio.

No enfermedades reumáticas.

No fracturas, ni intervenciones del MMII.

No hiperlaxitud ligamentosa.

Valoración General:

Línea de Helbing: _____

Índice Postural del Pie: _____

Palpación Cabeza Astrágalo	
Curvatura supra e inframaleolar lateral	
Calcáneo plano frontal	
Prominencia talonavicular	
Congruencia ALI	
Antepié ABD/ADD	

Localización ASA: _____

Grados Movimientos 1º Dedo: _____

SISTEMA BIOVAL:

EXTENSIÓN 45°			
	1	2	3
1° AMTF			
ANTEPIE			
TIBIA			
FÉMUR			

EXTENSIÓN 60°			
	1	2	3
1° AMTF			
ANTEPIE			
TIBIA			
FÉMUR			

Medición Rx:

Carga relajada:

Extensión 45°:

Extensión 60°:

ANEXO IV

DICTAMEN COMITÉ ÉTICO: FAVORABLE

JUNTA DE ANDALUCÍA

CONSEJERÍA DE IGUALDAD, SALUD Y POLÍTICAS SOCIALES
Dirección General de Calidad, Investigación, Desarrollo e Innovación
Comité Coordinador de Ética de la Investigación Biomédica de Andalucía

DICTAMEN ÚNICO EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE ANDALUCÍA

D/D^a: Jose Salas Turrents como secretario/a del **CEI de los hospitales universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío**

CERTIFICA

Que este Comité refrendará de oficio en la reunión celebrada en el día 23/05/2016 la propuesta de (No hay promotor/a asociado/a) para realizar el estudio de investigación titulado:

Título del estudio:	ESTUDIO RELACION MECANISMO DE WINDLASS Y ROTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR ,(MECANISMO DE WINDLASS)
Protocolo, Versión:	1
HIP, Versión:	1
CI, Versión:	1

Y que considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y se ajusta a los principios éticos aplicables a este tipo de estudios.

La capacidad del/de la investigador/a y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.

Que los aspectos económicos involucrados en el proyecto, no interfieren con respecto a los postulados éticos.

Y que este Comité considera, que dicho estudio puede ser realizado en los Centros de la Comunidad Autónoma de Andalucía que se relacionan, para lo cual corresponde a la Dirección del Centro correspondiente determinar si la capacidad y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Lo que firmo en a 19/01/2017



D/D^a: Jose Salas Turrents , como Secretario/a del CEI de los hospitales universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío



Servicio Andaluz de Salud
CONSEJERÍA DE SALUD

**Informe Dictamen Favorable
Proyecto Investigación Biomédica**

C.P. WINDLASS - C.I. 0574-N-16

23 de junio de 2016

CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

Dr. Víctor Sánchez Margalet
Presidente del CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

CERTIFICA

1º. Que el CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío en su reunión del día **23/05/2016**, acta **06/2016** ha evaluado la propuesta **del promotor referida al estudio:**

Título: ESTUDIO RELACION MECANISMO DE WINDLASS Y ROTACION DEL MIEMBRO INFERIOR

Código Promotor: WINDLASS Código Interno: 0574-N-16

Promotor: Investigador

1º. Considera que

- El estudio se plantea siguiendo los requisitos de la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica y su realización es pertinente.
- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Son adecuados tanto el procedimiento para obtener el consentimiento informado como la compensación prevista para los sujetos por daños que pudieran derivarse de su participación en el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.
- La capacidad de los Investigadores y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

2º. Por lo que este CEI emite un DICTAMEN FAVORABLE.

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

CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

Javier Ramos Ortega
Universidad de Sevilla

Lo que firmo en Sevilla, a 23 de junio de 2016

Fdo:

NOMBRE
SANCHEZ
MARGALET
VICTOR MANUEL
- NIF 28691159Q

Firmado digitalmente
por NOMBRE
SANCHEZ MARGALET
VICTOR MANUEL - NIF
28691159Q
Fecha: 2016.06.23
17:00:26 +02'00'

Dr. Víctor Sánchez Margalet
Presidente del CEI de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío

ANEXO V

PRODUCCIÓN CIENTÍFICA RELACIONADA CON LA TESIS

- Manfredi Márquez MJ., Ramos Ortega J., Tovaruela Carrión N. Ponencia: El Mecanismo de Windlass y su relación con los movimientos ocasionados en el miembro inferior. V Simposium Internacional de Biomecánica y Podología Deportiva. Málaga, 16 y 17 de junio 2017.

- Manfredi Márquez MJ., Tovaruela Carrión N., Távara Vidalón P., Domínguez Maldonado G., Fernández Seguí LM., Ramos Ortega J. Three-dimensional variations in the lower limb caused by the windlass mechanism. (2017), PeerJ, DOI 10.7717/peerj.4103



Three-dimensional variations in the lower limb caused by the windlass mechanism

María José Manfredi-Márquez^{1*}, Natalia Tovaruela-Carrión¹, Priscila Távora-Vidalón¹, Gabriel Domínguez-Maldonado¹, Lourdes María Fernández-Seguín² and Javier Ramos-Ortega^{1*}

¹ Department of Podiatry, Universidad de Sevilla, Seville, Spain

² Department of Physiotherapy, Universidad de Sevilla, Seville, Spain

* These authors contributed equally to this work.

ABSTRACT

Background: The windlass mechanism was described as the effect caused by the extension of the first metatarsalphalangeal joint (1st MTPJ). Quantify the degrees of movement produced in the leg by means of the Bioval[®] sensor system, after performing two measurements in the 1st MTPJ, 45° extension and maximum extension.

Methods: Tests-post-test study with just one intervention group, performed in the Clinical Podiatry Area of the Faculty of Nursing, Physiotherapy and Podiatry of the University of Seville. Subjects were included as of age 20, with a value from 0° to 3° valgus, Helbing line, a value from 0° to +5° for the foot postural index, and a localisation axis for the normalised subtalar joint. Subjects with surgical operations of the first ray, fractures and surgical operations in the leg, pathologies in the first ray and rheumatic diseases were excluded. Measurement was performed with the Bioval[®] system by means of inserting four sensors in the bone structures involved in the windlass mechanism.

Results: With the 45° wedge we observed a direct correlation among the variables extension-plantar flexion 1st MTPJ and rotation of the femur. With maximal extension of the 1st MTPJ we obtained a direct relationship between the variable extension of the 1st MTPJ and the variables plantar flexion and prono-supination of the 1st metatarsal as well as with the variables tibia rotation and femur rotation.

Conclusion: Kinematic analysis suggested that the higher the degree of extension the more movement will be generated. This reduces the level of impact the more distal the structure with respect to the 1st MTPJ, which has an impact on the entire leg. Because of the kinematic system used wasn't suitable, its impact wasn't exactly quantified.

Subjects Kinesiology, Orthopedics, Public Health

Keywords Dorsiflexion, Foot, Plantar fascia, Windlass mechanism

INTRODUCTION

In 1954 *Hicks (1954)* reported the mechanism by which metatarsalphalangeal extension raise the medial longitudinal arch (MLA) by tensing the plantar fascia (PF) during propulsion without the assistance of muscular action. This effect is called 'windlass

Submitted 12 August 2017
Accepted 7 November 2017
Published 18 December 2017

Corresponding authors

María José Manfredi-Márquez,
marmanmar1@alum.us.es

Javier Ramos-Ortega, jrortega@us.es

Academic editor

Daniel López López

Additional Information and
Declarations can be found on
page 10

DOI 10.7717/peerj.4103

© Copyright
2017 Manfredi-Márquez et al.

Distributed under
Creative Commons CC-BY 4.0

OPEN ACCESS

How to cite this article Manfredi-Márquez et al. (2017), Three-dimensional variations in the lower limb caused by the windlass mechanism. *PeerJ SciData*; DOI 10.7717/peerj.4103