



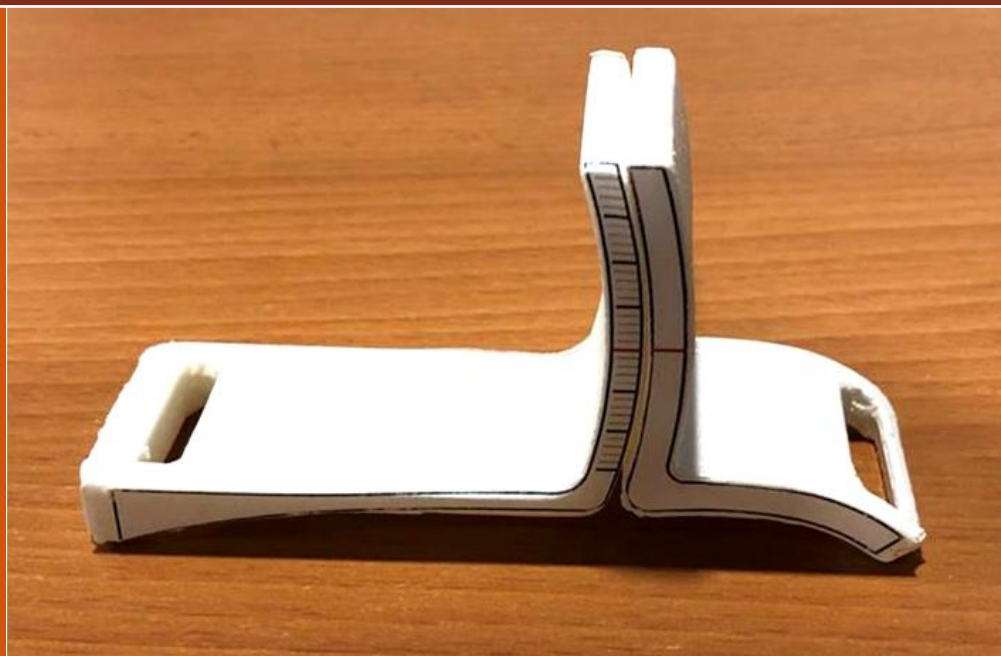
Universidad de Sevilla

Departamento de Podología

Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

TESIS DOCTORAL

VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDIDA DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO



Priscila Távara Vidalón

Sevilla, 2020

Departamento de Podología
Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Universidad de Sevilla



Validez y fiabilidad de un nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio

Priscila Távara Vidalón

TESIS DOCTORAL

Sevilla, 2020

Directores:

Dr. D. Pedro V. Munuera Martínez

Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos



Escuela Andaluza de Salud Pública
CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIAS

Dr. Guillermo Lafuente Sotillos, Profesor Titular de Universidad (jubilado) del Departamento de Podología, y Dr. Pedro V. Munuera Martínez, Profesor Titular de Universidad, adscrito al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla,

INFORMAN QUE:

El trabajo titulado “**Validez y fiabilidad de un nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio**”, presentado por D^a. **Priscila Távara Vidalón** para obtener el grado de Doctor, se ha llevado a cabo bajo su dirección en el marco del programa de Doctorado Interuniversitario en Ciencias de la Salud (Universidad de Sevilla, Universidad de Jaén y Escuela Andaluza de Salud Pública), y cumple todos los requisitos de la normativa vigente para ser presentado y defendido como Tesis Doctoral. También hacen constar que durante la dirección de este trabajo se ha informado al doctorando sobre su deber de evitar el fraude académico y las desviaciones en el ejercicio de la investigación. Tras la lectura de la versión final de la Tesis Doctoral, han comprobado que los resultados y conclusiones de la misma son originales, por lo que deducen que el doctorando no incurre en fraude académico ni en desviación en el ejercicio de la investigación.

Fdo. Guillermo Lafuente Sotillos

Director de la tesis

Fdo. Pedro V. Munuera Martínez

Tutor y director de la tesis

AGRADECIMIENTOS

Al Doctor D. Pedro V. Munuera Martínez, por dirigir este proyecto, por la dedicación y paciencia que me ha ofrecido para elaborar este trabajo, ya que sin su colaboración no hubiera sido posible.

Al Doctor D. Guillermo Lafuente Sotillos por su amabilidad a la hora de prestar su conocimiento y tiempo.

A Dña. Antonia Sáez, por su gran ayuda en el análisis estadístico de los datos.

A mis padres, por su confianza y apoyo durante la realización de este estudio.

A todas aquellas personas que voluntariamente han participado en esta investigación.

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| RESUMEN | 1 |
| ABSTRACT | 2 |
| 1. INTRODUCCIÓN | 3 |
| 1.1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN | 3 |
| 1.2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO | 4 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 6 |
| 2.1. BIOMECÁNICA DEL PRIMER SEGMENTO METATARSO-DIGITAL | 6 |
| 2.1.1. Ejes y planos de movimiento del primer radio | 6 |
| 2.1.2. Ejes y planos de movimiento de la primera articulación metatarsofalángica | 8 |
| 2.1.3. Cinemática del primer radio en la marcha | 8 |
| 2.1.4. Cinemática de la primera articulación metatarsofalángica en la marcha | 9 |
| 2.2. PATOMECÁNICA DEL PRIMER SEGMENTO METATARSO-DIGITAL ... | 10 |
| 2.2.1. Primer radio dorsalflexionado | 10 |
| 2.2.2. Primer radio hipermóvil | 11 |
| 2.2.3. Primer radio plantarflexionado | 12 |
| 2.2.4. Hallux abductus valgus | 13 |
| 2.2.4.a. <i>Clasificación del HAV</i> | 13 |
| 2.2.4.b. <i>Patomecánica del HAV</i> | 15 |
| 2.3. EVALUACIÓN RADIOLÓGICA DEL PRIMER RADIO | 18 |
| 2.3.1. Imagen radiológica normal del primer radio | 19 |
| 2.3.2. Proyección anteroposterior o axial del pie | 21 |
| 2.4. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA DE INVESTIGACIÓN | 22 |
| 2.4.1. Exploración del movimiento del primer radio | 22 |
| 2.4.2. Instrumentos de medida del primer radio | 24 |
| 3. OBJETIVOS | 30 |
| 4. HIPÓTESIS | 31 |
| 5. MATERIAL Y MÉTODO | 32 |
| 5.1. TIPO DE DISEÑO | 32 |

| | |
|--|----|
| 5.2. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA..... | 32 |
| 5.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN EN LOS DISTINTOS GRUPOS DE ESTUDIO | 33 |
| 5.3.1. Grupo de HAV | 33 |
| 5.3.1.a. <i>Criterios de inclusión</i> | 33 |
| 5.3.1.b. <i>Criterios de exclusión</i> | 33 |
| 5.3.2. Grupo control | 34 |
| 5.3.2.a. <i>Criterios de inclusión</i> | 34 |
| 5.3.2.b. <i>Criterios de exclusión</i> | 34 |
| 5.4. PERIODO DE REALIZACIÓN DEL ESTUDIO Y PROCEDENCIA DE LOS INDIVIDUOS DE LA MUESTRA | 35 |
| 5.5. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL..... | 35 |
| 5.6. PROTOCOLO APLICADO EN EL TRABAJO DE CAMPO | 36 |
| 5.7. PROCEDIMIENTO DE MEDIDA DE LAS VARIABLES E INSTRUMENTOS UTILIZADOS..... | 37 |
| 5.7.1. Índice de masa corporal | 37 |
| 5.7.2. Test de Coleman modificado | 37 |
| 5.7.3. Exploración radiológica | 39 |
| 5.7.4. Mediciones y obtención de datos | 39 |
| 5.7.5. Medición de la movilidad del primer radio | 43 |
| 5.8. VARIABLES DEL ESTUDIO | 47 |
| 5.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO | 49 |
| 5.9.1. Análisis descriptivo | 49 |
| 5.9.2. Análisis inferencial | 49 |
| 5.9.3. Pruebas de normalidad | 50 |
| 5.9.4. Análisis cualitativo | 50 |
| 5.9.5. Fiabilidad de las medidas | 50 |
| 5.9.6. Validación del nuevo instrumento de medida | 51 |
| 6. RESULTADOS | 52 |
| 6.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA TOTAL | 52 |
| 6.2. DESCRIPCIÓN DEL GRUPO CONTROL | 54 |
| 6.3. DESCRIPCIÓN DEL GRUPO HAV | 54 |
| 6.4. PRUEBAS DE NORMALIDAD | 55 |

| | |
|---|-----|
| 6.5. COMPARACIÓN DE LAS VARIABLES ENTRE EL GRUPO HAV Y EL GRUPO CONTROL | 58 |
| 6.6. VALIDACIÓN DEL NUEVO INSTRUMENTO DE MEDIDA DEL PRIMER RADIO | 61 |
| 6.6.1. Análisis de conglomerados en dos fases | 61 |
| 6.6.2. Árboles de decisión | 69 |
| 6.6.3. Método de Bland-Altman | 77 |
| 6.7. FIABILIDAD DE LAS MEDIDAS | 78 |
| 7. DISCUSIÓN | 79 |
| 7.1. OBJETIVO PRINCIPAL N° 1: VALIDAR UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDIDA DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO | 81 |
| 7.2. OBJETIVO PRINCIPAL N° 2: ESTUDIAR LA FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR DE LAS MEDIDAS OBTENIDAS POR DOS INVESTIGADORES UTILIZANDO DICHO INSTRUMENTO | 85 |
| 7.3. OBJETIVO SECUNDARIO N° 1: DETERMINAR EL RANGO DE MOVIMIENTO NORMAL DEL PRIMER RADIO EN LOS TRES PLANOS DEL ESPACIO | 88 |
| 7.4. OBJETIVO SECUNDARIO N° 2: COMPARAR EL RANGO DE MOVIMIENTO DEL PRIMER RADIO ENTRE UN GRUPO DE PIES NORMALES Y UN GRUPO DE PIES CON HAV | 94 |
| 7.5. OBJETIVO SECUNDARIO N° 3: COMPROBAR SI EXISTE DIFERENCIA EN LA POSICIÓN DE LA CABEZA DEL PRIMER METATARSIANO ENTRE PIES CON PRIMER RADIO NORMAL Y PIES CON HAV | 98 |
| 7.6. LIMITACIONES DEL ESTUDIO | 100 |
| 7.7. APLICACIÓN PRÁCTICA DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO | 101 |
| 7.8. PROSPECTIVA DE FUTURO | 102 |
| 8. CONCLUSIONES | 104 |
| 9. BIBLIOGRAFÍA | 105 |
| 10. ANEXOS | 120 |

RESUMEN

RESUMEN

OBJETIVO: Este estudio se plantea con el objetivo de comprobar la validez y fiabilidad de un nuevo instrumento para medir la movilidad del primer radio y comparar el rango de movimiento del primer radio entre pies con un primer radio normal y pies con *hallux abductus valgus* (HAV)

MATERIAL Y MÉTODO: Se analizaron radiografías anteroposteriores en 25 pies normales y 24 pies con HAV, con el primer radio en posición neutra, máxima dorsalflexión y máxima plantarflexión. El desplazamiento en los planos sagital, frontal y transversal se midió y comparó entre ambos grupos. La movilidad del primer radio también se examinó manualmente con el nuevo dispositivo. Para estudiar la validez del instrumento, se realizó un análisis de conglomerados y árboles de decisión para determinar si los pies normales y con HAV se clasificaron correctamente, y se realizó un análisis gráfico de Bland-Altman para comparar las técnicas de medición radiográfica y manual. El coeficiente de correlación intraclase se utilizó para analizar la fiabilidad intra e interobservador.

RESULTADOS: Los resultados radiográficos de la movilidad del primer radio en los planos sagital, frontal y transversal solo mostraron diferencias significativas en la dorsalflexión entre ambos grupos ($P = 0,015$). La dorsalflexión, plantarflexión y el movimiento total del primer radio medido con el nuevo dispositivo fueron diferentes entre ambos grupos ($P = 0,040$, $P = 0,011$ y $P = 0,006$ respectivamente). La medida de la silueta de los coeficientes de cohesión y separación del análisis de conglomerados fue superior a 0,50, y el análisis de los árboles de decisión clasificó correctamente a un 61-73% de los casos para la dorsalflexión, plantarflexión y movimiento total del primer radio, obtenido de las radiografías y del nuevo dispositivo. El gráfico de Bland-Altman sugirió que el 96% de los datos presentaban acuerdo entre ambos métodos de medición.

CONCLUSIONES: Los resultados del análisis estadístico sugirieron que el nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio es válido y fiable.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The main objective was to study the validity and reliability of a new instrument for the measurement of first ray mobility, and to compare the first ray's normal range of motion (ROM) between feet with normal first ray and feet with *hallux abductus valgus* (HAV).

METHODS: Anterior-posterior radiographs were done of 25 normal feet and 24 HAV feet, with the first ray in a neutral position, maximally dorsiflexed and maximally plantarflexed. The displacement in sagittal, frontal and transverse planes were measured and compared between both groups. The first ray mobility was also manually examined with the new device. To study the instrument validity, a cluster analysis and a decision tree were carried out to determine whether normal and HAV feet were correctly classified, and a graphic analysis of Bland-Altman was performed to compare the radiographic and manual measurement techniques. The intraclass correlation coefficient was used to analyze intra e interrater reliability.

RESULTS: The radiographic data of the first ray mobility in the sagittal, frontal and transverse planes only showed significant differences in dorsiflexion between both groups ($P = 0,015$). First ray dorsiflexion, plantarflexión and total ROM measured with the new device were different between both groups ($P = 0,040$, $P = 0,011$ y $P = 0,006$ respectively). The silhouette measure of the cohesion and separation coefficients from the cluster analysis was greater than 0,50, and the decision tree correctly classified 61-73% of cases for the dorsiflexion, plantarflexión and total ROM obtained from the radiographs and from the new device. The Bland-Altman graph was obtained, suggesting that 96% of the data presented agreement between both measurement methods.

CONSLUSIONS: The results of the statistical analysis suggested that the new instrument is valid and reliable.

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El primer radio es una unidad funcional formada por el primer metatarsiano y el cuneiforme medial¹⁻⁴. Durante la marcha, el movimiento del primer radio es un componente importante en la función normal del pie. Este movimiento se ha relacionado con diferentes patologías del pie y del aparato locomotor⁵⁻¹². Además, muchos procedimientos quirúrgicos se centran en el primer radio para corregir deformidades estructurales y funcionales del primer segmento metatarso-digital, como el *hallux abductus valgus* (en adelante, HAV), y el *hallux rigidus* (en adelante, HR)^{3,4}.

El movimiento del primer radio es realizado por varias articulaciones, como la del primer metatarsiano y el cuneiforme medial, que se articulan con el segundo metatarsiano; el cuneiforme medial que se articula con el escafoides; o el cuneiforme intermedio y el primer metatarsiano^{3,4}. El movimiento de las articulaciones entre el primer metatarsiano y el cuneiforme medial, y entre esta y el escafoides, se produce alrededor de un eje común^{4,13}. Este eje fue descrito por Hicks¹³ en 1953, que parte desde la base del tercer metatarsiano, en la zona dorsal del pie, hasta el tubérculo del escafoides, con una inclinación aproximada de 45 grados con respecto a los planos sagital y frontal, y solo con una ligera inclinación con respecto al plano transversal. Esta orientación permite su movimiento en los tres planos del espacio pero, debido a que se encuentra casi paralelo al plano transversal, los movimientos en este plano no son relevantes. Así, muchos autores afirman que el primer radio presenta movimientos conjuntos en los planos sagital y frontal, produciéndose inversión junto con la dorsiflexión y eversión junto con la plantarflexión en un primer radio normal¹³⁻¹⁵.

Debido a todas las articulaciones que participan en el movimiento del primer radio, su rango de movimiento ha sido difícil de cuantificar. En una revisión bibliográfica, Roukis y Landsman³ en 2003 evidenciaron que existe una falta de acuerdo en cuanto a la cantidad de movimiento que realiza el primer radio y la forma de medir este movimiento. Hasta la fecha se han empleado diferentes métodos para cuantificar la

movilidad del primer radio, siendo la evaluación manual la prueba más utilizada por los podólogos, pero esta es subjetiva y presenta una baja reproductibilidad y validez¹⁶. Algunas investigaciones han empleado un equipamiento más complejo, pero solo cuantifican el movimiento en el plano sagital ignorando los cambios que ocurren en el plano frontal^{6,12,17-21}, o no se encuentran validados²²⁻²⁷. Otros estudios se centran solo en la valoración del movimiento en la primera articulación cuneometatarsiana, debido a la dificultad de medir de forma precisa la movilidad en cada una de las pequeñas articulaciones involucradas^{6,17-20,28}. Otros autores también han valorado en cadáveres el movimiento de todas estas articulaciones, aunque en estos estudios no se reflejan las condiciones que presenta el pie *in vivo*^{19,20,28,29}. Debido a toda esta discrepancia en cuanto a la cuantificación del movimiento normal en el plano sagital, y que hay muy pocos estudios sobre el valor normal de movimiento en el plano frontal y transversal, se pretende estudiar el movimiento del primer radio en los tres planos del espacio mediante su estudio radiográfico, y a su vez validar un nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio para que sea utilizado en la práctica clínica diaria.

1.2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La realización de esta investigación tiene diversos motivos que la justifican. Como hemos comentado antes, se han usado diferentes métodos previamente para cuantificar el movimiento del primer radio. La primera maniobra manual para examinar la movilidad del primer radio fue descrita por Morton³⁰ en 1928. Esta consistió en aplicar una fuerza dorsal debajo de la cabeza del primer metatarsiano con una mano, mientras que la otra mano sostenía las cabezas metatarsales menores. Más adelante, Root et al¹⁴ variaron ligeramente esta técnica. Con las manos colocadas según lo descrito por Morton, propusieron mover la cabeza del primer metatarsiano hacia una posición de máxima dorsiflexión y hacia una posición de máxima plantarflexión, y luego comparar ambos movimientos. Estos autores sugirieron que el rango de movimiento normal del primer radio debería ser de 5 mm de dorsiflexión y 5 mm de plantarflexión, y que existía hipermovilidad si la dorsiflexión era mayor a la plantarflexión.

La simplicidad es un requisito importante para cualquier prueba clínica. Sin embargo, el examen manual del rango de movimiento del primer radio carece de suficiente precisión diagnóstica³¹ y puede estar sujeto a una gran variabilidad entre evaluadores. Por lo tanto, se necesitan instrumentos para cuantificar la movilidad del primer radio de manera válida y fiable. Klaue et al¹² en 1994 y Glasoe et al²¹ en 1999 desarrollaron dispositivos validados para medir la dorsalflexión del primer radio. A pesar de que estos instrumentos se han utilizado en varios estudios^{8,32-41}, tienen algunos inconvenientes como por ejemplo: tener un gran tamaño, ya que son férulas de pie y tobillo; ser demasiado complejos, ya que presentan además, una estructura metálica externa y un sistema de medición especial en cada caso; no cuantificar la plantarflexión, la cual es útil para compararla con la dorsalflexión; y no reflejar los movimientos de dorsalflexión-inversión y plantarflexión-eversión, ya que solo miden la movilidad del primer radio en el plano sagital^{5,6}. Estas son posibles razones por las cuales no se usan en la práctica clínica diaria³¹. Posteriormente, se han creado instrumentos más simples con el objetivo de resolver algunos de los inconvenientes mencionados anteriormente^{22,23}. Sin embargo, solo algunos estudios han reportado datos de concordancia y confiabilidad parcialmente buenos^{40,42}.

En un estudio reciente se calculó una fórmula matemática que describió una “curva normal” del movimiento del primer radio en estática⁴³. Esta fórmula se utilizó para diseñar un nuevo instrumento para medir la dorsalflexión y plantarflexión del primer radio. Consiste en un instrumento de plástico pequeño, ligero y simple; fácil de usar en la práctica diaria; y que refleja los movimientos combinados del primer radio. Con la realización de este estudio de investigación pretendemos probar la validez y fiabilidad (intra e interobservador) de este nuevo instrumento de medida del primer radio.

2. MARCO TEÓRICO

2. MARCO TEÓRICO

2.1. BIOMECÁNICA DEL PRIMER SEGMENTO METATARSO-DIGITAL

2.1.1. Ejes y planos de movimiento del primer radio

El primer radio es una unidad funcional formada por el primer metatarsiano y el cuneiforme medial^{1-4,44}. Como hemos mencionado anteriormente, el primer radio rota sobre un eje que discurre desde la parte medial del dorso del pie, sobre la base del tercer metatarsiano, hasta el tubérculo del escafoides con una inclinación aproximada de 45° con respecto a los planos sagital y frontal, y solo con una ligera inclinación con respecto al plano transversal^{1,44,45} (Figura 1). El primer radio presenta movimientos conjuntos fundamentalmente en los planos frontal y sagital, produciéndose inversión junto con la dorsiflexión y eversión junto con la plantarflexión^{13-15,45,46}, y siendo aproximadamente iguales la cantidad de dorsiflexión-plantarflexión y la de inversión-eversión¹.

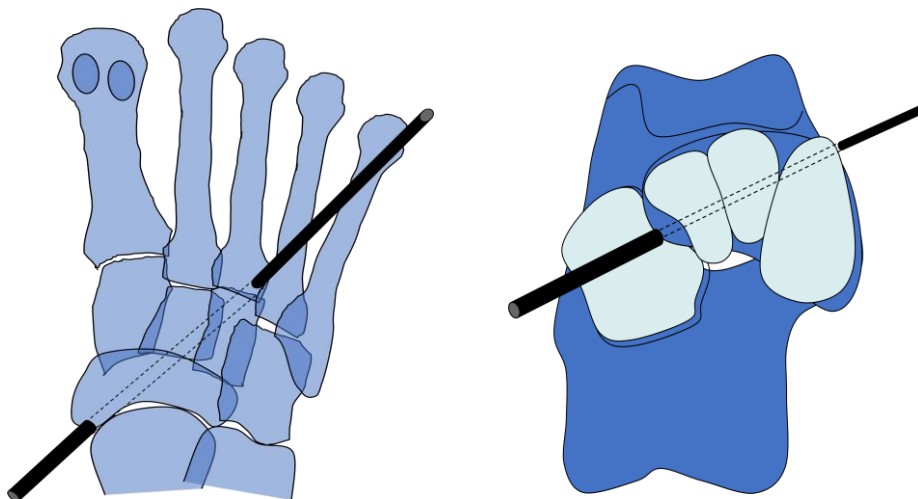


Figura 1. Eje de movimiento del primer radio (fuente: Munuera PV. El primer radio. Biomecánica y Ortopodología. Editorial Exa, S.L; 2009. P. 42). Reproducido con permiso del autor.

Con respecto al movimiento del primer radio en carga y descarga existen opiniones contradictorias^{47,48}. Esta discusión explica por qué los patrones de movimiento descritos por Hicks¹³ y Kelso et al⁴ al realizados en descarga⁴⁵ (dorsalflexión-inversión, plantarflexión-eversión) son opuestos a los estudios con cadáveres realizados en carga⁴⁹⁻⁵² y durante la marcha^{48,53,54} (dorsalflexión-eversión, plantarflexión- inversión).

En base a esto, Glasoe et al⁴⁵ indicaron que existen dos hallazgos clave. El primero es que el primer radio tiene la capacidad de moverse como un segmento independiente del pie y el segundo es que los parámetros que definen el eje del primer radio pueden ser cuantificados. En 2008 Glasoe et al⁵⁰ cuantificaron la orientación del eje del primer radio durante la secuencia de la marcha que incluía el periodo de medio apoyo, despegue de talón y despegue de dedos. La orientación del eje del primer radio presentó parámetros helicoidales y se encontró que estaba inversamente relacionado con la altura del arco ($r = -0,73$). Se concluyó que el eje del primer radio aumentaba su orientación vertical en pies con arcos bajos⁵⁰, lo que implicaría que el primer radio tenga más movimiento en el plano transversal si el eje es más vertical, lo cual podría favorecer el desarrollo de *metatarsus primus varus* y por tanto de HAV. Más adelante, en 2013 realizaron un estudio en mujeres con HAV moderado demostrando que existía eversión del calcáneo, aducción del primer radio e inclinación del eje del primer radio con respecto al plano transversal durante el periodo de medio apoyo de la marcha⁵⁵. En 2014 realizaron otro estudio en mujeres con artritis reumatoide y HAV⁵⁶. Obtuvieron como resultados que en el periodo de medio apoyo, la inclinación del eje del primer radio con respecto al plano transversal en este grupo de estudio fue de 30° en comparación con los 6° del grupo control. Además, observaron una correlación negativa moderada ($r = -0,42$), entre la eversión del calcáneo y la inclinación del eje del primer radio. También, en 2014 investigaron la utilidad de las medidas clínicas que predicen la inclinación del eje del primer radio⁵⁷. Los resultados indicaron que la altura del pie, la extensión de la primera articulación metatarsofalángica (en adelante, 1ª AMTF) en bipedestación, el ángulo HAV y el ángulo de Costa-Bartani fueron variables predictivas potencialmente útiles. Además, demostraron que el eje del primer radio con respecto al plano transversal estaba más inclinado en los sujetos que presentaban mayor ángulo HAV (43° - 47°).

2.1.2. Ejes y planos de movimiento de la primera articulación metatarsofalángica

La articulación metatarsofalángica del primer dedo es condilar biaxial⁴⁵ y está formada por la primera cabeza metatarsiana y la base de la falange proximal del primer dedo^{1,58,59}. La articulación está reforzada con los ligamentos colaterales, la placa plantar, la fascia plantar y los dos sesamoideos. Los sesamoideos se sitúan proximalmente a la articulación, debajo de la cabeza metatarsal. Envueltos dentro del flexor corto del primer dedo, distribuyen el peso y proporcionan la palanca esencial para aumentar el torque de la musculatura intrínseca. La rigidez que proporcionan los tejidos que se insertan y envuelven la articulación se combina con la tensión que facilita la fascia plantar, contrarrestando la fuerza de reacción del suelo que produce una dorsiflexión del hallux durante la marcha⁴⁴.

Presenta dos ejes distintos de movimiento, uno transverso y otro vertical. Alrededor del eje transversal, que se encuentra cerca del cuello anatómico del metatarsiano, se producen los movimientos de flexión y extensión. Y alrededor del eje vertical se producen los movimientos de abducción y aducción del primer dedo, que son en la mayoría de ocasiones movimientos pasivos. Sin duda, el movimiento más importante de los que tienen lugar en la 1ª AMTF es el que se produce en el plano sagital, en especial el movimiento de extensión, ya que permite que el periodo propulsivo pueda llevarse a cabo en condiciones óptimas, siendo imprescindible para la función normal del pie durante la marcha¹.

2.1.3. Cinemática del primer radio en la marcha

El primer radio tiene un componente importante en la estabilidad y la integridad estructural del pie⁶⁰. En dinámica desempeña un papel fundamental, ya que, resulta de un equilibrio entre la fuerza reactiva del suelo y las estructuras de soporte que estabilizan la columna medial. Las estructuras responsables de su estabilidad son los ligamentos plantares, la musculatura extrínseca que se inserta en él, la fascia plantar^{61,62}

y los sesamoideos. Estos mejoran su funcionalidad en carga, aumentan la ventaja mecánica de los músculos asociados^{60,61} y ayudan a la propulsión del pie⁴⁶.

En el momento del contacto de talón, el primer metatarsiano se encuentra dorsalflexionado debido a la acción del músculo tibial anterior que evita la caída del antepié al suelo, producida a su vez por el momento de flexión plantar que se genera en la articulación del tobillo en este periodo¹. Durante la fase de apoyo, el retropié está pronando. La articulación mediotarsiana tiene la capacidad de compensar la eversión del retropié mediante la supinación alrededor de su eje longitudinal. Cuando esto ocurre, no se produce ningún movimiento en el primer radio. De lo contrario, la reacción del suelo lo moverá a una posición de inversión y dorsalflexión. En la fase propulsiva, el talón se levanta cada vez más y el retropie está supinando. El primer radio debe plantarflexionarse para que la primera cabeza metatarsiana presione firmemente sobre los sesamoideos¹⁴. Este movimiento se debe a su vez, a la contracción del músculo peroneo lateral largo^{1,63-65}, el cual trabaja sinérgicamente con el tibial posterior generando una fuerza compresiva que favorece la estabilidad necesaria para comenzar el periodo propulsivo^{1,2,65}. Cualquier anomalía que impida la flexión plantar del primer radio causa hipermovilidad e inestabilidad del mismo durante la propulsión¹⁴.

2.1.4. Cinemática de la primera articulación metatarsofalángica en la marcha

Las articulaciones metatarsofalángicas constituyen una de las tres zonas rotacionales que permiten el avance continuo del cuerpo hacia delante sobre el pie de apoyo. Durante el contacto de talón, la zona rotacional inicial es la superficie plantar del talón. 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 y se cambia al tobillo. 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 propulsiva¹.

Durante la marcha, se estima que se necesita un mínimo de 60° - 65° de extensión metatarsofalángica para que la fase de propulsión se desarrolle con normalidad^{14,46,66-68}, y cuando esa movilidad está limitada se produce patología. En descarga, la extensión pasiva normal de la 1ª AMTF está entre los 70° y 90°¹. Para que se produzca la totalidad del rango de extensión es necesario el movimiento de plantarflexión del primer radio, ya que, de lo contrario, la falange proximal sería incapaz de articularse con la superficie dorsal de la cabeza del primer metatarsiano durante el periodo propulsivo⁶⁹.

2.2. PATOMECAÍNICA DEL PRIMER SEGMENTO METATARSO-DIGITAL

2.2.1. Primer radio dorsalflexionado

El primer radio dorsalflexionado corresponde a la deformidad que Lambrinudi⁷⁰ describió en 1938 con el nombre de *metatarsus primus elevatus*, haciendo referencia a una deformidad en la que el aspecto plantar de la primera cabeza metatarsiana está elevada respecto al resto de metatarsianos^{1,71,72}.

Actualmente, la propia definición da más importancia al movimiento. Partiendo de la base de que los movimientos de dorsalflexión y plantarflexión del primer radio deben ser similares, se dice que existe un primer radio dorsalflexionado cuando el movimiento de dorsalflexión es mayor que el de plantarflexión iniciando el movimiento desde la posición neutra del primer radio¹.

Existen tres tipos de primer radio dorsalflexionado: el flexible, cuando es capaz de plantarflexionarse y colocarse por debajo del resto de cabezas metatarsales; el semiflexible, cuando el primer radio dorsalflexionado solo es capaz de plantarflexionarse hasta el nivel de las demás cabezas metatarsales; y el rígido, cuando la plantarflexión que tiene no es suficiente ni siquiera para alcanzar el plano de las cabezas del resto de metatarsianos¹.

El primer radio dorsalflexionado rígido puede ser congénito o adquirido. En el congénito, el primer radio en su posición neutra queda por encima del plano de los metatarsianos menores y mantiene un rango de movimiento completo. Aunque la mayoría del movimiento es en dorsiflexión, la capacidad de plantarflexión está muy limitada. En el adquirido, el rango de movimiento está limitado, y el primer radio permanece fijo en una posición elevada. La posición dorsiflexionada es mayor cuando es congénito que cuando es adquirido¹.

2.2.2. Primer radio hipermóvil

Morton³⁰ en 1928 fue el primero que describió el concepto de primera articulación cuneometatarsiana hipermóvil y lanzó la hipótesis sobre una posible relación entre el aumento de movilidad del primer radio y un primer metatarsiano corto, y el desarrollo de patologías del pie³⁸. También describió que existe hiperextensión o dorsiflexión clínica del primer radio, ensanchamiento del espacio entre la primera y segunda cuña, y un engrosamiento de la diáfisis del segundo metatarsiano⁷³.

Se podría definir como un estado de inestabilidad cuando el antepié se encuentra cargando el peso del cuerpo. A pesar de la dificultad que implica cuantificar la movilidad del primer radio, algunos autores proponen un umbral de movimiento a partir del cual este se considera hipermóvil. Este valor límite es 8 mm de dorsiflexión. Con 8 mm o más se podría considerar que existe hipermovilidad¹.

Clínicamente se puede apreciar un primer radio hipermóvil cuando al explorar manualmente el movimiento del primer radio percibimos que tiene un recorrido mayor de lo habitual, tanto de plantarflexión como de dorsiflexión. Generalmente la laxitud articular es un precursor significativo de un primer radio hipermóvil⁴⁵.

Tanto el primer radio dorsalflexionado como el hipermóvil pueden aparecer solos o frecuentemente asociados a un aumento de la supinación del antepié y/o a un aumento de la pronación del retropié¹.

2.2.3. Primer radio plantarflexionado

Se puede definir un primer radio plantarflexionado como aquella alteración del movimiento en la que la cabeza del primer metatarsiano tiene más recorrido de plantarflexión que de dorsiflexión desde su posición neutra¹.

Michaud⁷⁴ categoriza el primer radio plantarflexionado en tres tipos: flexible, el más común, cuando el primer radio plantarflexionado puede dorsiflexionarse y llegar a sobrepasar el plano del resto de cabezas metatarsales; semiflexible, cuando solo es capaz de dorsiflexionarse hasta colocarse en el mismo plano que el resto de cabezas metatarsales; y rígido, cuando la dorsiflexión que tiene no es suficiente para alcanzar siquiera el plano de las cabezas del resto de metatarsianos.

El primer radio plantarflexionado puede ser congénito o adquirido. La alteración de origen congénito es de mayor importancia pudiendo producir mayor patología a nivel del resto del pie. Normalmente cuando su origen es congénito, al valorar la movilidad, observamos una misma cantidad de movimiento en referencia a la flexión plantar y dorsal. Por el contrario, si es de origen adquirido, el rango de movimiento es diferente, causado por limitaciones de tejidos blandos y movilidads articulares; es una patología más leve, apareciendo asociada a una supinación secundaria de la articulación subastragalina⁷².

Se cree que las deformidades del congénito son deformidades estructurales que se desarrollan en fases iniciales de la vida, mientras que, las adquiridas se piensa que suceden mayormente debido a un aumento del tono muscular del peroneo lateral largo, o debilidad del tibial anterior, durante las actividades en carga que, con el tiempo, causa deformidad posicional plantarflexionada adquirida del metatarsiano respecto al plano común de los metatarsianos menores⁷¹. El ejemplo más característico de esta situación es en los casos de sujetos con poliomielitis, en donde el músculo tibial anterior resulta insuficiente por afectación del nervio peroneo profundo, y el músculo peroneo largo permanece intacto porque la enfermedad no ha afectado al nervio peroneo superficial¹.

También se ha relacionado la debilidad del tríceps con un primer radio plantarflexionado adquirido, ya que los demás músculos flexores plantares del tobillo, entre los que se encuentra el peroneo largo, tendrían que contraerse con más intensidad para producir la flexión plantar del tobillo durante la marcha¹.

Asimismo, cualquier alteración que favorezca que la falange proximal del primer dedo se coloque ligeramente sobre la cabeza del primer metatarsiano, favorecerá que esta presione hacia abajo a la cabeza del metatarsiano plantarflexionándolo; esta situación se da cuando existe una retracción del músculo extensor largo del primer dedo, que causa una fuerza retrógrada que plantarflexiona el primer metatarsiano¹.

2.2.4. Hallux abductus valgus

En 1871, Heuter⁷⁵ da nombre a esta deformidad y la describe como una contractura en abducción, en la que el dedo gordo, desviado lateralmente, se aleja del plano medio del cuerpo.

El HAV se caracteriza por la subluxación de la 1ª AMTF con desviación lateral del primer dedo (en casos severos, dicho dedo sufre una rotación en valgo), plantarflexión y eversión. Acompañado de una desviación medial del primer metatarsiano con dorsalflexión e inversión y frecuentemente asociado a una prominencia medial y dorsal de la cabeza del primer metatarsiano denominada juanete. Para llegar a esta serie de desviaciones segmentarias se han tenido que producir desequilibrios musculares, distensiones de determinados tejidos blandos, retracciones de otros y adaptaciones óseas funcionales¹.

2.2.4.a. Clasificación del HAV

Tradicionalmente se ha clasificado la deformidad del HAV en función del ángulo metatarsofalángico del primer dedo. Una de las clasificaciones más utilizadas es la que proponen Kelikian⁷⁶ o Mercado⁷⁷. Aunque lo más extendido es que se considere normal

un ángulo metatarsofalángico menor o igual a 15° ⁷⁸, estos autores empiezan a hablar de deformidad leve a partir de los 20° . Así, un HAV leve sería aquel que presenta una desviación de entre 20° y 30° , moderado cuando se encuentra entre los 30° y los 40° , y severo cuando tiene más de 40° de desviación¹.

En 2001 se creó una escala visual para clasificar el HAV según su gravedad en 4 grados: la escala de Manchester⁷⁹. Esta escala es una herramienta clínica que consiste en 4 fotografías de pies con 4 niveles distintos de HAV: sin deformidad, deformidad leve, moderada y severa. Este grupo de fotografías fue seleccionado a partir de un grupo de imágenes basadas en la opinión consensuada de varios especialistas del pie. La escala fue validada radiográficamente en 2005⁸⁰, y se determinó que era una medida totalmente válida y fiable, y útil sobre todo, cuando se requiere clasificar el HAV de manera simple y sin necesidad de hacer radiografía¹ (Figura 2).

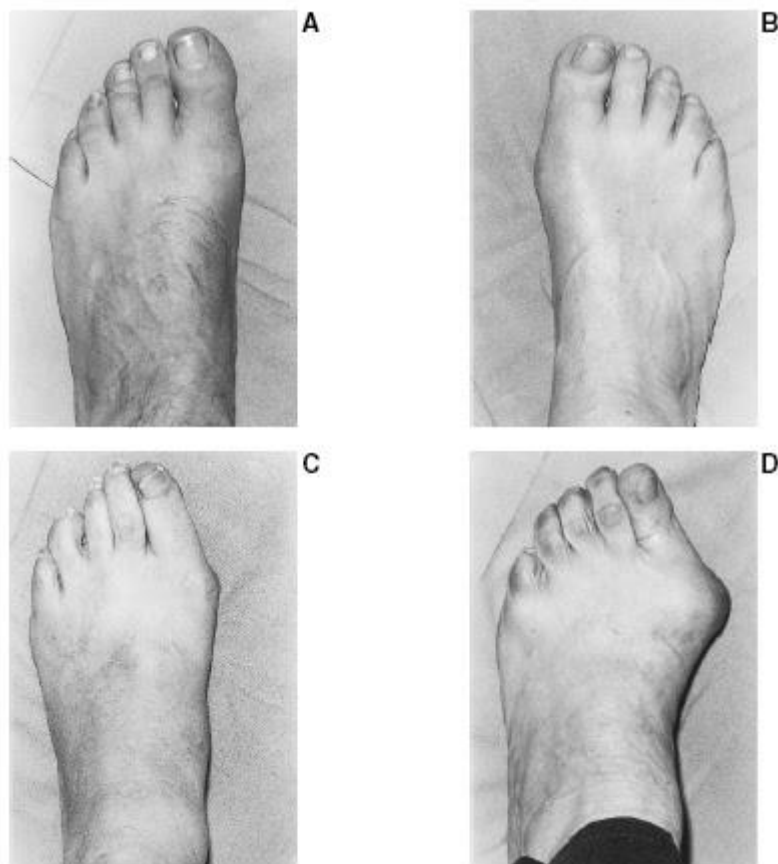


Figura 2. Escala de Manchester⁷⁹. Reproducida con el permiso de la American Podiatric Medical Association.

2.2.4.b. Patomecánica del HAV

1. Insuficiencia del primer radio como causa del HAV

En el estadio inicial de la deformidad existe un desplazamiento lateral de la falange proximal del primer dedo con respecto a la cabeza del primer metatarsiano. Además, se produce una subluxación en los planos sagital y frontal. Cuando existe un exceso de pronación subastragalina durante la segunda mitad de la fase de apoyo de la marcha, el primer radio se desestabiliza y las fuerzas de reacción del suelo lo dorsiflexionan e invierten cuando debería plantarflexionarse para ser utilizado como palanca rígida de impulso. Como la 1ª AMTF no posee movimiento en el plano frontal, la inversión excesiva del primer metatarsiano contra el primer dedo genera estrés torsional capaz de subluxar la articulación¹.

En un estudio del 2015 realizado por Chopra et al⁸¹ analizaron parámetros cinemáticos en sujetos con HAV comparándolos con un grupo control. Los resultados que observaron fueron una reducción del rango de movilidad en la 1ª AMTF en los tres planos del espacio durante el periodo de medio apoyo de la marcha en los sujetos con HAV.

Watanabe et al⁸² en 2017, mediante un estudio en 3D, compararon los cambios en el arco longitudinal interno de los sujetos con HAV y un grupo control. En el grupo de HAV encontraron que en la 1ª AMTF, la falange proximal mostró desplazamientos en múltiples direcciones, con lo que concluyeron que en estos sujetos al estar de pie en carga se producían deterioros en esta articulación.

2. Papel de las partes blandas en el inicio del HAV

Tanto la tensión pasiva de la fascia plantar por el *efecto Windlass* o la tensión activa del flexor largo del primer dedo, o de la musculatura intrínseca del pie que se inserta en los sesamoideos pueden generar fuerzas deformantes en la 1ª AMTF que dan lugar a una desviación lateral del dedo y medial del metatarsiano¹.

Cuando se produce una situación que aventaja a la musculatura que produce abducción e inversión del dedo se genera una tendencia a la desviación lateral y en valgo del dedo. Esta circunstancia se produce cuando el eje vertical metatarsofalángico, alrededor del que se efectúa el movimiento en el plano transverso, no cae justo en el centro de la cabeza metatarsal y entre los dos sesamoideos, sino que cae más hacia lateral. Por ello, esto suele ser un factor agravante de la deformidad, más que un factor producente, porque necesita de la previa desestabilización del equilibrio que mantiene la musculatura intrínseca del primer dedo durante su actividad¹ (Figura 3).

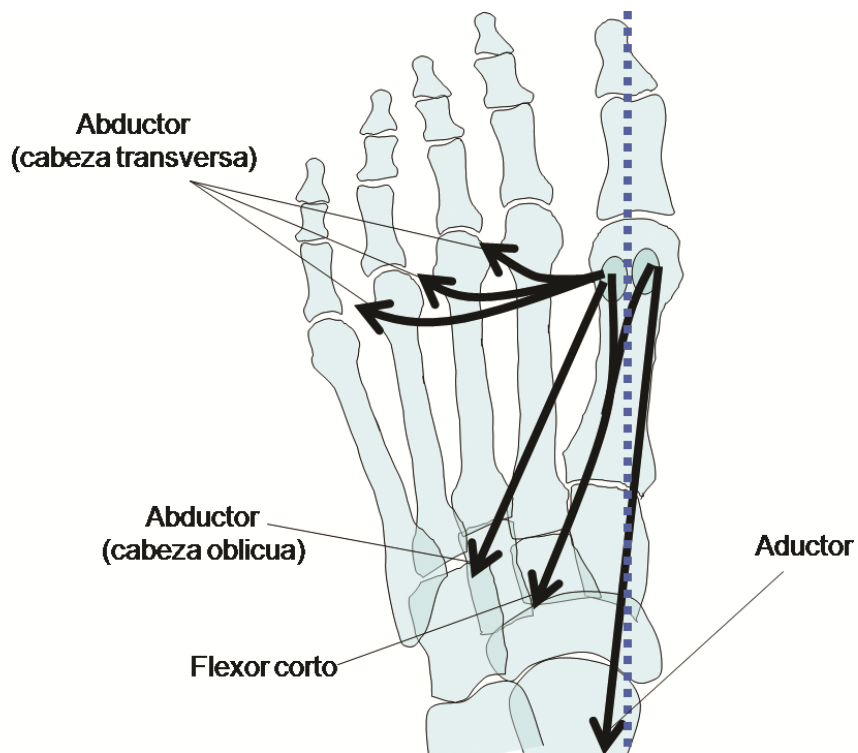


Figura 3. Origen de la musculatura intrínseca plantar del primer dedo. Se puede observar como la mayoría recae en la zona lateral del eje intersesamoideo (fuente: Munuera PV. El primer radio. Biomecánica y Ortopodología. Editorial Exa, S.L; 2009. P. 155). Reproducido con permiso del autor.

3. Desviación de los sesamoideos en el HAV

Todos los tipos de HAV muestran un aparato sesamoideo desplazado lateralmente bajo la 1ª AMTF, que podría ser el resultado de la inversión que la cabeza del primer metatarsiano desarrolla en el movimiento de dorsalflexión¹.

La musculatura intrínseca, que muestra un aumento de contracción en los pies pronadores en la fase de apoyo, impide que los sesamoideos acompañen a la cabeza metatarsal en su movimiento, con lo que, se encuentran desplazados lateralmente bajo la cara plantar de la cabeza del primer metatarsiano. Esto ocasionará que el sesamoideo medial erosione poco a poco la cresta, lo que hará que el único estabilizador óseo plantar de la posición de los sesamoideos en el plano transversal se vaya perdiendo¹.

4. Factores morfológicos en el HAV

Una causa morfológica por sí sola es incapaz de provocar un HAV, aunque puede ser un factor determinante en el agravamiento, o incluso, actuar como desencadenante de estas deformidades¹. Se ha observado la asociación entre la forma de la cabeza del primer metatarsiano redonda y la deformidad de HAV⁸³. De los tres tipos de forma de la cabeza del primer metatarsiano, la cuadrada y cuadrada con prominencia central proporcionan estabilidad en el plano transversal. Al contrario, cuando la cabeza es redonda, es menos estable a la hora de resistir fuerzas abductoras, con lo cual, la tendencia sería a la desviación lateral y en valgo del primer dedo¹.

Munuera et al⁸³ en 2007 observaron que en grupos formados por pies con HAV la proporción de cabezas metatarsales redondas fue bastante mayor que la que se dio en grupos de pies con *hallux limitus* (en adelante HL), y las cabezas de forma cuadrada (cuadrada y cuadrada con cresta central) constituyeron un porcentaje muy pequeño, al contrario de lo que ocurrió en grupos formados por pies con HL.

Una investigación reciente, realizada por Michelson et al⁸⁴ en 2018, mostraron mediante un estudio radiológico (N = 299, 105 grupo control, 57 HR y 137 HAV) que la cabeza

metatarsal de los sujetos con HR es más plana que en los sujetos con HAV ($P < 0,05$ en todas las comparaciones).

En cuanto a la longitud del primer metatarsiano y primer dedo en la etiología de la deformidad, Munuera et al⁸⁵ en 2008 realizaron un estudio para confirmar si dicha longitud era mayor en los sujetos que presentaban HAV en fase incipiente. Los resultados indicaron que el primer metatarsiano en sujetos con HAV era anatómicamente más largo que en pies normales ($P < 0,001$). Además, observaron que existía un aumento de protusión del primer metatarsiano respecto al segundo en pies con HAV (2mm) en comparación con los pies normales. En cuanto al primer dedo, los resultados mostraron que tanto la falange proximal del primer dedo, como el primer dedo en su conjunto tenían más longitud en pies con HAV que en pies normales ($P < 0,001$).

La compensación del exceso de longitud del primer segmento metatarso-digital podría ser un factor morfológico importante en la etiología del HAV. Si la palanca formada por el primer metatarsiano y primer dedo es excesivamente larga, el aumento de presión que recibe el dedo en la fase propulsiva de la marcha, junto con la presión del calzado, generan la necesidad de acortar la palanca, produciéndose desviaciones segmentarias en el plano transversal¹.

2.3. EVALUACIÓN RADIOLÓGICA DEL PRIMER RADIO

En este trabajo se ha utilizado una proyección radiológica poco habitual para radiografiar el primer radio, por lo que se ha considerado interesante presentar de forma resumida las proyecciones más utilizadas y los hallazgos más habituales relacionados con esta parte del pie.

La radiografía del pie es una sombra proyectada en una película sobre la cual se plasma la silueta ósea creada a partir de la emisión de radiación X sobre el cuerpo en estudio¹. Mediante el estudio descriptivo y comparativo de la imagen radiológica del pie pueden

realizarse exámenes fiables para valorar situaciones de anormalidad en la estructura ósea que pueden causar deformidades y dolor en el pie¹.

Se sabe que la imagen fijada sobre la placa no muestra la realidad del objeto radiografiado. Esto se debe principalmente a que los tres ejes dimensionales que rigen la estructura de un cuerpo quedan reducidos a dos. Es decir, una radiografía consiste en una imagen bidimensional del cuerpo tridimensional en estudio. A pesar de ello, la radiografía sigue siendo el método radiológico más utilizado para examinar el primer segmento metatarso-digital, sobre todo cuando se trata de hacer valoraciones prequirúrgicas, revisiones postquirúrgicas, o evaluaciones de la progresión de determinadas alteraciones de esta zona¹.

El haz de rayos X producido por un equipo parte desde un foco para atravesar una zona anatómica, el pie en nuestro caso, llegando al chasis radiográfico donde es formada la imagen (imagen latente) dependiendo de la menor o mayor intensidad con que el rayo llega (radiación residual), una vez atravesado el objeto de estudio. Esta imagen representa la suma de densidades de las distintas capas de tejido que conforman el pie y son atravesadas por el rayo. Posteriormente esta imagen latente se convierte en visible mediante los procesos químicos del revelado⁸⁶ y más actual con procesamiento digital. El Real Decreto 1132/1990 de 14 de septiembre⁸⁷ por el que se establece medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, en su disposición adicional segunda, autoriza a los podólogos para hacer uso con carácter autónomo de las instalaciones o equipos de radiodiagnóstico propios de su actividad en los límites del ejercicio profesional correspondiente a su título académico⁸⁶.

2.3.1. Imagen radiológica normal del primer radio

El primer radio y primer dedo, al igual que el resto del pie, deben aparecer en una radiografía rodeados de una imagen hipodensa correspondiente a las partes blandas circundantes, sea cual sea la proyección utilizada. Dicha imagen debe terminar

marginalmente en un contorno bien definido que indica la delimitación de la piel y partes blandas del pie¹.

Los tejidos blandos que rodean al primer segmento metatarso-digital deben exhibirse con una densidad de apariencia uniforme y dentro de una imagen de contorno regular. Cualquier variación de este patrón podría simbolizar la presencia de edemas, cuerpos libres, calcificaciones u otros signos de irritación crónica y cambios inflamatorios¹.

Las estructuras óseas que componen el primer segmento metatarso-digital deben revelar unos patrones de densidad ósea, de grosor cortical y de trabeculación de apariencia normal. La densidad ósea del primer segmento metatarso-digital, al igual que la del antepié en general debe aparecer uniforme. La imagen osteopénica indicará un déficit en la mineralización del hueso, y la imagen esclerótica denotará un exceso de mineralización en la zona¹.

Tanto el primer metatarsiano como las dos falanges del primer dedo están dentro del grupo de huesos largos a pesar de su reducido tamaño. Ello significa que se componen de dos epífisis, una proximal y otra distal, y una diáfisis. En estas últimas se identifican un gran número de trabéculas, ya que el patrón óseo que abunda en estas zonas es el hueso esponjoso. El primer metatarsiano en condiciones normales suele tener una longitud equivalente aproximadamente al 85% de la longitud del segundo metatarsiano, y una anchura aproximada del 20% de su propia longitud (medida en la mitad de la longitud del primer metatarsiano)¹.

En la cabeza del metatarsiano podemos observar distintas estructuras. En los bordes medial y lateral se encuentra un tubérculo o epicóndilo que sirve de origen para el ligamento metatarsofalángico colateral y el ligamento suspensorio metatarsosesamoideo^{1,88}. En el borde inferior podemos observar la forma de una onda que corresponde a la superficie articular de los sesamoideos, en la cual el cóndilo central está localizado en la mitad lateral de la superficie articular inferior⁸⁸. Tanto el tubérculo supero-medial como la cresta intersesamoidea han supuesto ser de gran importancia para la realización de este trabajo.

2.3.2. Proyección anteroposterior o axial del pie

Sabiendo cuáles son las estructuras implicadas, los movimientos que se producen y la importancia de los movimientos del primer radio durante la marcha normal, consideramos necesario cuantificar radiológicamente el rango de movimiento del primer radio desde la posición neutra hasta la máxima dorsalflexión-inversión y plantarflexión-eversión.

La literatura establece que el estudio radiológico del pie debe ser realizado en la posición natural estática en bipedestación, la cual simula la fase de apoyo completo del pie en el ciclo de la marcha^{14,89-91}. Las radiografías en carga proporcionan una imagen adecuada de la estructura del pie y son válidas para poder realizar comparaciones y estudios del pie^{89,92-95}.

En la búsqueda bibliográfica realizada sobre las técnicas radiológicas de pie y tobillo, no hemos encontrado la descripción detallada de la proyección anteroposterior o axial del pie, que es la que optaremos para evaluar el movimiento del primer radio.

La mayoría de autores utilizan esta proyección axial para el estudio de la articulación tibiooperoneoastragalina⁹⁶⁻⁹⁹. En esta técnica el sujeto se coloca en bipedestación sobre un bloque de madera que sostiene al chasis de 24 x 30 cm y el haz está centrado entre ambas articulaciones de los tobillos.

Otros autores^{96,100} describen técnicas de proyección axial para la evaluación de los sesamoideos, pero en estos casos los metatarsianos se colocan en plantarflexión forzada para su mejor visualización, con lo que a nosotros no nos sería útil, ya que, de esta forma no podemos evaluar el rango de movimiento del primer radio.

En este trabajo de investigación hemos utilizado esta proyección, debido a que, a pesar de que su uso es poco habitual por la superposición de imágenes que nos ofrece, consideramos que es la única que nos permitió medir el movimiento de la cabeza del primer metatarsiano en los tres planos del espacio (Figura 4).



Figura 4. Proyección anteroposterior del pie.

2.4. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA DE INVESTIGACIÓN

2.4.1. Exploración del movimiento del primer radio

La prueba clínica más utilizada para valorar la movilidad del primer radio fue la que describieron Root et al¹⁴. Esta maniobra consiste en colocar la articulación subastragalina en posición neutra, a la vez que una mano sujeta las cabezas de los metatarsianos del segundo al quinto y la otra sujeta la cabeza del primer metatarsiano. En esta posición, la cabeza del primer metatarsiano se lleva a máxima dorsalflexión y máxima plantarflexión. El rango de movimiento se determina al comparar la posición de las uñas de los dedos índices y pulgares del explorador al realizar los movimientos^{3,14,46}.

La posición a partir de la cual se debe valorar el recorrido hacia la dorsalflexión y la plantarflexión del metatarsiano, es decir, su posición neutra, es aquella en la que la cabeza del primer metatarsiano está en el mismo plano que el resto de las cabezas metatarsales. Para ello, en un primer radio dorsalflexionado habrá que llevar hacia abajo la cabeza del primer metatarsiano para hacerla coincidir con el plano del resto de las cabezas metatarsales, y en un primer radio plantarflexionado habrá que llevarla arriba. Así cuando desde la posición 0 neutral se detecte más movimiento de dorsalflexión que de plantarflexión estaremos ante un primer radio dorsalflexionado, y cuando se detecte más movimiento de plantarflexión estaremos ante un primer radio plantarflexionado¹.

La revisión de la literatura muestra que Root et al¹⁴ describieron esta maniobra en 1971. La siguiente descripción de esta no apareció hasta 1991, cuando Klaue et al¹² detalló exactamente el mismo test en la literatura alemana. Seguidamente fue descrita por Myerson et al¹⁰¹ en 1992 en la literatura inglesa. Muy pocas modificaciones de este test han sido publicadas desde su creación. Polokoff¹⁰² en 1974 describió ejercer la misma presión en dirección dorsal en la zona plantar de la cabeza del primer y segundo metatarsiano y comparar la diferencia de movimiento entre estas. Consideró que si el primer metatarsiano realiza un movimiento dorsal mayor que el segundo, es signo de hiper movilidad. Bednarz y Manoli¹⁰³ en el 2000 utilizaron la misma técnica que Root et al¹⁴ e indicaron que al evaluar la dorsalflexión del primer radio, si hay más amplitud de movimiento en este sentido, es un indicio que el primer radio es hipomóvil. McInnes y Bouché¹⁰⁴ en 2001 utilizaron el test de Root et al¹⁴ y describieron tres tipos de posición del primer radio: paralelo, cuando las cabezas del primer y segundo metatarsiano parten del mismo nivel y se mueven hacia dorsal y plantar de igual forma; elevado, cuando la cabeza del primer metatarsiano empieza en una posición superior al segundo metatarsiano y es capaz de sobrepasar la cabeza del segundo metatarsiano; plantarflexionado, cuando la cabeza del primer metatarsiano empieza en una posición inferior al segundo metatarsiano y es incapaz de sobrepasar la cabeza del segundo metatarsiano. Voellmicke y Deland¹⁰⁵ en 2002 modificaron el test de Root et al¹⁴ con los pulgares de los examinadores curvados en las articulaciones interfalángicas a 90°, lo que crea dos líneas de referencia sobre la superficie dorsal de las falanges proximales. Sugirieron que, con esta técnica, la estimación de la distancia de movimiento en el plano sagital es más fácil.

Por otro lado, se han llevado a cabo estudios en los que se ha comparado la movilidad del primer radio con tres posiciones distintas de tobillo: neutra, en flexión dorsal y en flexión plantar³⁴. Se ha observado que en la posición de flexión dorsal del tobillo el primer radio disminuía significativamente su movilidad, y que en la posición de flexión plantar, el primer radio aumentaba significativamente su movilidad. El hecho de que el paciente se vea forzado a mantener una posición neutra o de flexión dorsal de tobillo durante la exploración del primer radio, podría influir en los resultados de la exploración. El tibial anterior es un importante flexor dorsal de tobillo, y a su vez produce dorsiflexión del primer radio. Su contracción para mantener estas posiciones puede limitar la movilidad del primer radio¹.

Es preciso señalar que debido a que el movimiento de dorsiflexión se acompaña de inversión y el movimiento de plantarflexión se acompaña de eversión, la mano del explorador debe describir un arco de concavidad lateral a la hora de movilizar la cabeza del primer metatarsiano hacia arriba y hacia abajo. En condiciones normales, el movimiento de dorsiflexión del primer radio suele ser ligeramente mayor que el de plantarflexión desde la posición neutra, lo cual no significa necesariamente que sea un primer radio patológico¹.

2.4.2. Instrumentos de medida del primer radio

En las últimas décadas se han desarrollado varios dispositivos con el objetivo de poder cuantificar de manera fiable la movilidad del primer radio. Los dos dispositivos más utilizados en las investigaciones publicadas en la literatura han sido el diseñado por Klaue et al¹² en 1994 y el diseñado por Glasoe et al²¹ en 1999.

En una revisión sistémica y un meta-análisis reciente, realizado por Shibuya et al⁶² en 2017 se pretendió analizar el movimiento del primer radio en sujetos con HAV y sujetos normales medidos con el dispositivo de Klaue. Los resultados mostraron que solo tres artículos^{12,34,38} cumplieron con estos criterios de selección. De esta forma, se puede destacar que no existe un dispositivo de referencia cuando se trata de medir la movilidad del primer radio⁶².

A continuación, mencionamos los dispositivos que se han diseñado para medir el movimiento del primer radio en el plano sagital en orden creciente de fecha de publicación. Rogers y Cavanagh¹⁰⁶ fueron los primeros en crear un dispositivo para medir el primer radio en 1986. Este estabilizaba las cabezas metatarsales del 2° al 5° y medía el desplazamiento vertical del primer radio desde la zona plantar, cuando una fuerza controlada era aplicada¹⁰⁶. Sin estar validado, Birke et al¹⁰⁷ en 1995 lo utilizaron en su estudio. Después de esto, según nuestro conocimiento, nunca más ha sido mencionado en la literatura.

El diseño de Klaue et al¹² en 1994 consistió en una férula de pie y tobillo (AFO), a la cual se le incorporó una estructura externa para suspender un micrómetro directamente encima de la cabeza del primer metatarsiano, y que permitió a su vez la medición de la movilidad dorsal. Este aparato fue validado en 2005³⁵, al comparar los resultados de las mediciones obtenidas de este dispositivo con las obtenidas a partir de radiografías de los mismos pies, concluyendo que este aparato era válido y fiable¹ (Figura 5).



Figura 5. Instrumento de Klaue et al¹² para la exploración de la movilidad dorsal del primer radio. Reproducida con el permiso de Kaj Klaue

El dispositivo de Glasoe et al²¹ en 1999 consistió en una especie de caja de aluminio en la que el retropié y la pierna eran estabilizados mediante una bota, abierta por su parte anterior, montada en una plataforma de madera. Presentaba una parte que inmovilizaba el antepié del quinto al segundo metatarsiano, y otra parte que movía la cabeza del primer metatarsiano hacia dorsal. En este caso, los datos se obtenían mediante una célula de carga y un transformador de diferencial lineal variable. Este medidor también fue validado³⁹ mediante comparaciones radiográficas, y se concluyó que era válido y fiable¹ (Figura 6).

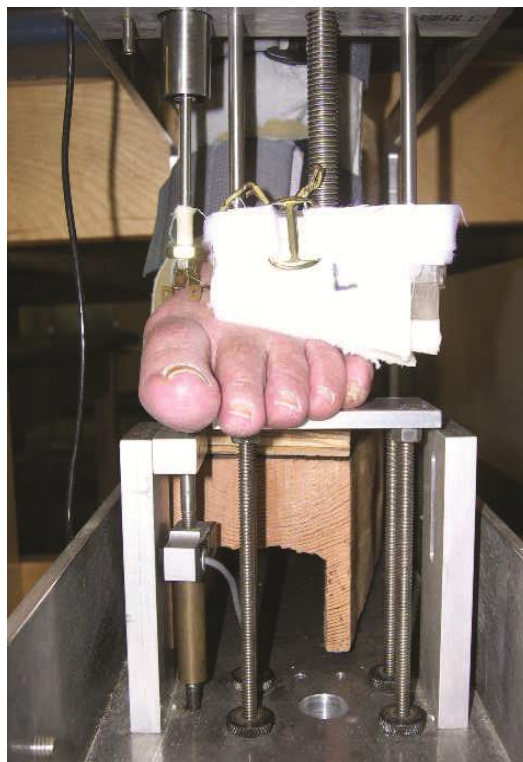


Figura 6. Instrumento de Glasoe et al²¹ para la exploración de la movilidad del primer radio.
Reproducida con el permiso de Ward Glasoe.

En 1998 Glasoe et al¹⁰⁸ también realizaron un estudio para comparar las medidas de desplazamiento dorsal del primer radio midiéndolas desde la superficie dorsal y plantar de la cabeza del primer metatarsiano. Para esto, evaluaron a 14 sujetos con movilidad normal del primer radio y utilizaron su dispositivo de medida. Los resultados mostraron que cuando se realizaban las medidas en la superficie plantar del primer radio, la media

de dorsalflexión en el pie derecho fue de 9,12 mm y en el pie izquierdo de 9,79 mm. Cuando las medidas se realizaban en la superficie dorsal, la media fue de 6,27 mm para el pie derecho y 6,62 mm para el pie izquierdo. Esto demuestra que las medidas del movimiento de dorsalflexión del primer radio se deben realizar desde la superficie dorsal cuando se utiliza un dispositivo que utiliza una fuerza dorsal en la cabeza del primer metatarsiano. Ya que, cuando las medidas son tomadas de la superficie plantar, la compresión de la grasa plantar contribuye a un valor de desplazamiento e introduce un error en la medida.

Tanto el dispositivo de Glasoe como el de Klaue miden la dorsalflexión del primer radio estabilizando los metatarsianos menores, los dos aplican una fuerza dorsal a la cabeza del primer metatarsiano y miden el desplazamiento mediante un objeto colocado sobre la misma. La mayor diferencia podría ser el método de aplicación de dicha fuerza. En el instrumento de Klaue, la fuerza se aplica manualmente hasta el límite de la movilidad dorsal, y en el de Glasoe, la fuerza se aplica de forma estandarizada mediante un mecanismo de tornillo que eleva la plataforma donde asienta la cabeza del primer metatarsiano¹. En 2005 Glasoe et al⁴¹ llevaron a cabo un estudio con el objetivo de comparar las mediciones de los dos instrumentos sobre los mismos pies, y la conclusión fue que los resultados no mostraron diferencias significativas.

Por otro lado, varios autores^{22-27,42} han diseñado utensilios muy parecidos a una regla que miden en milímetros el desplazamiento sagital del primer radio, resultando más fáciles de manejar y que son más cómodos a la hora de explorar a un paciente.

En la figura 7 mostramos una versión previa al nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio, con número de patente nacional 201500721, que presenta características similares en cuanto a su forma y tamaño a las creadas por los distintos autores que hemos encontrado en la literatura y comentamos a continuación.

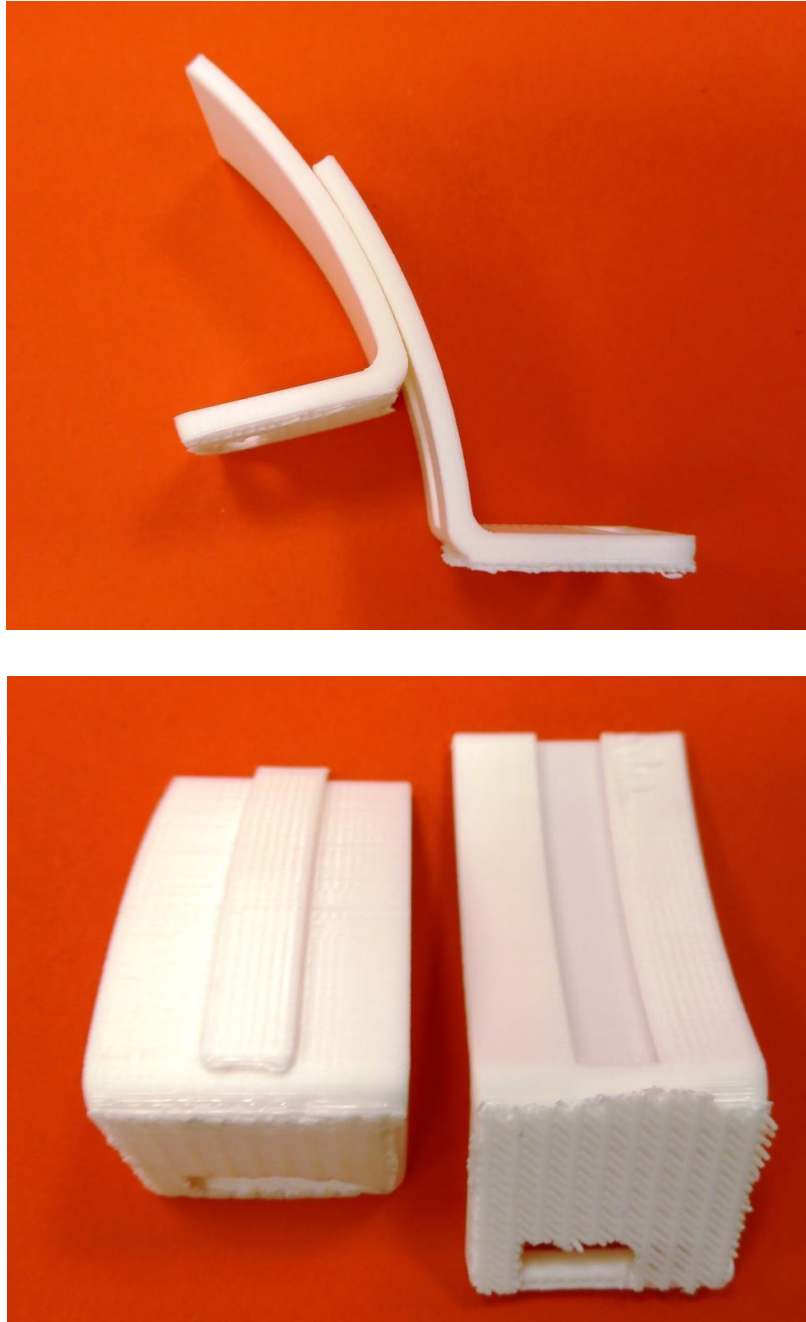


Figura 7. Versión previa del instrumento de medición de la movilidad del primer radio.

Wallace y Kilmartin²² 1990 diseñaron una regla ovalada con tres secciones móviles que permitían la medida en dorsiflexión y plantarflexión del primer radio, pero no hay ninguna descripción de su precisión ni exactitud en las medidas y no se encuentra validada.

Lee y Young²³ en 2001 diseñaron una regla de 2 cm x 2 cm de plástico que presentaba dos partes, una que tenía la escala de medida en centímetros y otra que servía como indicador. Esta se colocaba en la zona dorsal de las cabezas del primer y segundo metatarsiano y seguidamente se realizaba la dorsalflexión y plantarflexión del primer radio con el fin de obtener el rango de movimiento en el plano sagital. Sin embargo, tampoco se encuentra validada.

Kim⁴² se unió a Lee y su equipo²³ en 2008 y realizaron un estudio comparativo entre las medidas obtenidas con su regla y con el dispositivo de Klaue, y entre su regla y el test de Coleman modificado. Los resultados demostraron que no existen diferencias significativas entre su dispositivo y el de Klaue ($P = 0,12$), pero sí con las medidas del test de Coleman ($P < 0,05$). De esta forma, se pudo validar el instrumento, aunque se demostró un acuerdo parcial entre los métodos de medida.

Más adelante, en 2009 y 2010, encontramos dos estudios que utilizaron un dispositivo creado por Whitney^{24,25} para valorar la movilidad del primer radio, pero tampoco se encuentra validado. Este, a diferencia de los anteriores que se colocan en la zona dorsal del antepié, se utiliza desde la zona plantar bajo la primera y segunda cabeza metatarsal.

Por último, Greisberg et al^{26,27} en 2010 y 2012 presentaron una regla que al igual que el dispositivo de Whitney, se colocaba en la zona plantar del antepié. Como se ha comentado anteriormente en el estudio de Glasoe, es un error obtener las medidas desde la zona plantar, ya que se obtienen fallos en la medición.

Hasta la fecha, según la revisión de la literatura realizada para este trabajo, estos son los instrumentos que se encuentran publicados y han sido creados con el fin de medir la movilidad del primer radio.

3. OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio de investigación se han dividido en objetivos principales y objetivos secundarios.

Los objetivos principales son:

1. Validar un nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio.
2. Estudiar la fiabilidad intra e interobservador de las medidas obtenidas por dos investigadores utilizando dicho instrumento.

Podemos establecer como objetivos secundarios los siguientes:

1. Determinar el rango de movimiento normal del primer radio en los tres planos del espacio (sagital, frontal y transversal).
2. Comparar el rango de movimiento del primer radio entre un grupo de pies normales y un grupo de pies con *hallux abductus valgus*.
3. Comprobar si existe diferencia en la posición de la cabeza del primer metatarsiano entre pies con primer radio normal y pies con *hallux abductus valgus*.

4. HIPÓTESIS

4. HIPÓTESIS

Para validar un instrumento consideramos que no era necesario plantear ningún tipo de hipótesis inicial de investigación, ya que, se hace a través de:

- La **fiabilidad**, con el coeficiente de correlación intraclase, siendo su hipótesis nula que el valor poblacional del coeficiente de correlación intraclase promedio es cero.
- Con la **validación del instrumento**, para lo que se ha utilizado la prueba T para muestras independientes, análisis por conglomerados, árboles de decisión y gráficos de Bland-Altman, teniendo cada prueba su propia manera de interpretarla, ya sea con el p-valor o con los porcentajes que definan la prueba.

5. MATERIAL Y MÉTODO

5. MATERIAL Y MÉTODO

5.1. TIPO DE DISEÑO

En la literatura sobre la investigación cuantitativa es posible encontrar diferentes clasificaciones de los diseños. Nuestro trabajo corresponde a una *investigación no experimental*¹⁰⁹ y *observacional*¹¹⁰, ya que, el investigador se limita a medir determinadas variables sin ejercer un control directo sobre ellas. Lo que hacemos es observar fenómenos tal como se dan en su contexto natural, para posteriormente analizarlos.

Este tipo de investigación, según Hernández-Sampieri¹⁰⁹ y Argimon y Jiménez¹¹⁰, se puede dividir en *transversal o transeccional*, ya que, recolectamos datos en un solo momento, en un único tiempo. Y su propósito es describir variables y analizar su incidencia e interrelación en un momento dado.

Además, estos diseños transversales se subdividen en *descriptivos*, porque el principal objetivo es describir la frecuencia y las características de un problema de salud en una población, y la asociación entre dos o más variables sin asumir la relación causal entre ellas¹¹⁰.

En resumen, se trata de una investigación no experimental y observacional, transversal, descriptiva de *validación de un instrumento de medida*.

5.2. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

La muestra global de este trabajo ha estado constituida por 49 individuos (49 pies estudiados, 28 derechos y 21 izquierdos), de los cuales 9 han sido hombres y 40 mujeres, con una edad media de $36,75 \pm 21,34$ años. De los 49 pies, 24 han formado el grupo con HAV y 25 han formado el grupo control.

Es preciso señalar que en los sujetos con HAV, este se presentó de forma unilateral o bilateral. En los casos bilaterales se escogió el pie que mayor grado de desarrollo de HAV presentaba. En los casos bilaterales en los cuales el grado de HAV se mostraba por igual en ambos pies o en los casos bilaterales de primer radio normal, la elección se hizo al azar con una moneda al aire (la cara para el pie izquierdo y la cruz para el pie derecho).

5.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN EN LOS DISTINTOS GRUPOS DE ESTUDIO

5.3.1. Grupo de HAV

5.3.1.a. Criterios de inclusión

Formaron parte de este grupo aquellos sujetos con HAV. Para ello, se realizó un diagnóstico correcto basado en la escala de Manchester, que consiste en una técnica no invasiva mediante el desarrollo y la validación de una serie de fotografías, diseñada para clasificar el grado de deformidad del HAV⁷⁹ (ver Figura 2).

Se seleccionaron:

- Individuos con HAV grado 2 (deformidad leve), grado 3 (deformidad moderada) y grado 4 (deformidad severa).

5.3.1.b. Criterios de exclusión

- Haber experimentado algún traumatismo grave en los 6 meses previos a la investigación o intervención quirúrgica en el pie.
- Haber sufrido procesos inflamatorios, metabólicos, enfermedades degenerativas o neuromusculares que afecten al pie.

- Dificultad a la hora de identificar claramente los puntos de interés en las radiografías.
- Falta de asistencia a la segunda visita para la comprobación de la fiabilidad.

5.3.2. Grupo control

5.3.2.a. Criterios de inclusión

Formaron parte del grupo control:

- Individuos con pies normales*.
- Individuos con primer radio sin alteraciones morfológicas ni funcionales, y que presentaran movilidad normal del primer radio**.

*Kirby¹¹ describe un pie normal como aquel que presenta una función normal durante la marcha, que no presenta dolor, ni deformidad significativa, y que no ha sufrido traumatismo ni cirugías significativas.

**Root¹⁶ considera un primer radio normal si este presenta movimientos iguales tanto en dorsiflexión como en plantarflexión. Este movimiento es de aproximadamente 5 mm de dorsiflexión y 5 mm de plantarflexión en un rango de movimiento de 10 mm en el plano sagital de un pie normal.

5.3.2.b. Criterios de exclusión

- Haber experimentado algún traumatismo grave en los 6 meses previos a la investigación o intervención quirúrgica en el pie.
- Haber sufrido procesos inflamatorios, metabólicos, enfermedades degenerativas o neuromusculares que afecten al pie.
- Presentar un primer radio hipermóvil*
- Dificultad a la hora de identificar claramente los puntos de interés en las radiografías.
- Falta de asistencia a la segunda visita para la comprobación de la fiabilidad.

*Se considera que existe hipermovilidad cuando, al explorar manualmente el movimiento del primer radio percibimos que tiene un recorrido mayor de lo habitual, tanto de plantarflexión como de dorsalflexión¹.

5.4. PERIODO DE REALIZACIÓN DEL ESTUDIO Y PROCEDENCIA DE LOS INDIVIDUOS DE LA MUESTRA

Los individuos que han participado en este estudio han sido voluntarios sanos, estudiantes mayores de edad o pacientes que acudieron al Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla, siempre y cuando cumplieran los criterios de selección y aceptaran participar en el estudio voluntariamente. Este trabajo se ha llevado a cabo entre los meses de noviembre de 2016 y junio de 2019.

Tras proponer a un individuo participar en el estudio, independientemente de la vía de procedencia, se le entregaba un documento informativo en el que se explicaba la naturaleza de la investigación, sus objetivos y posibles riesgos (ver anexo I, consentimiento informado). Si después de leerlo este aceptaba participar, se le pedía que entregara su consentimiento firmado por escrito.

Se obtuvo autorización del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla (ver anexo II, autorización del ACP). Además, se obtuvo un dictamen favorable del Comité Ético de Investigación (CEI) de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena y Virgen del Rocío de Sevilla (ver anexo III, dictamen del Comité Ético).

5.5. CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL

Se tomó como referencia la variable que representa el rango de movimiento del primer radio en el plano sagital (SUMA_SA1_PFPN_PNDF), obtenida con la suma de la cantidad en milímetros de dorsalflexión y plantarflexión, que medimos en las radiografías. A partir de esta se obtuvo el tamaño muestral para la comparación de dos medias (control y HAV).

La fórmula que se aplicó fue:

$$n = \frac{2s^2(z_{\frac{\alpha}{2}} + z_{\beta})^2}{d^2}$$

s. Estimación de la desviación típica basándose en estudios anteriores

α. Error Tipo I

β. Error Tipo II

d. Diferencia mínima que se desea detectar

Por lo tanto, la ecuación final fue:

$$n = \frac{2s^2(z_{\frac{\alpha}{2}} + z_{\beta})^2}{d^2} = \frac{2 \cdot 2,25^2 \cdot (1,96 + 0,84)^2}{2^2} = 19,845 \cong 20$$

Con esto se concluyó que se requerían al menos 20 sujetos como mínimo por cada grupo para poder efectuar una comparación cumpliendo estos requisitos.

5.6. PROTOCOLO APLICADO EN EL TRABAJO DE CAMPO

Una vez que el sujeto se seleccionó para participar en el estudio cumpliendo con los criterios de inclusión, se realizó una anamnesis adjuntando los datos de filiación y respondiendo a una serie de preguntas (ver anexo IV, ficha de recogida de datos); posteriormente se procedió a la exploración física.

Dicha exploración comenzó calculando el índice de masa corporal, para lo cual se registró la estatura y peso del paciente. Se valoró la movilidad del primer radio con la exploración manual en camilla mediante la maniobra clínica clásica descrita por Root¹⁴. Esta fue realizada por dos exploradores, podólogos, uno con más de 20 años de experiencia y el otro con 7 años de experiencia. Para incluir a un sujeto del grupo control en el estudio, ambos debían coincidir por separado en su valoración del primer radio como “normal” después de realizar esta maniobra, y para incluirlo en el grupo de

HAV debían basarse en la escala de Manchester⁷⁹. Luego, se midió el rango del movimiento del primer radio en máxima dorsiflexión y plantarflexión utilizando el nuevo instrumento de medida. Posteriormente, se procedió a la exploración en bipedestación con la realización del test de Coleman modificado¹⁷ y las tres radiografías en las posiciones de máxima plantarflexión, posición neutra y dorsiflexión.

5.7. PROCEDIMIENTO DE MEDIDA DE LAS VARIABLES E INSTRUMENTOS UTILIZADOS

5.7.1. Índice de masa corporal

Se pesó al paciente en una báscula debidamente calibrada y se midió la altura con una cinta métrica de 2 metros colocando al paciente de espaldas a la pared.

5.7.2. Test de Coleman modificado

Se realizó el test de Coleman modificado descrito por Fritz y Prieskorn¹⁷ en 1995 con la finalidad de cuantificar el movimiento en máxima dorsiflexión y en máxima plantarflexión del primer radio.

El participante se situaba en bipedestación sobre un podoscopio y se colocaban progresivamente bloques de espuma de polietileno de 50 grados shore A de 10 cm de largo y 4 cm de ancho, y de 2 a 5 mm de grosor bajo el primer metatarsiano para cuantificar la máxima dorsiflexión. Se determinaba que el primer metatarsiano estaba en máxima dorsiflexión cuando la cabeza del segundo metatarsiano empezaba a perder apoyo (Figura 8). Seguidamente se colocaron bloques de espuma de polietileno de 50 grados shore A de 30 cm de largo y 15 cm de ancho, y de 2 a 5 mm de grosor debajo de los metatarsianos menores, dejando fuera el primer radio para cuantificar la máxima plantarflexión. Esta se determinaba cuando el primer metatarsiano empezaba a perder apoyo (Figura 9). De esta forma, se cuantificaba el grosor del bloque que se debía

aplicar en el test de Coleman a la hora de obtener la imagen radiográfica para que el primer radio se trasladara a su posición de máxima dorsalflexión y plantarflexión.



Figura 8. Test de Coleman modificado. Primer radio en máxima dorsalflexión.



Figura 9. Test de Coleman modificado. Primer radio en máxima plantarflexión.

5.7.3. Exploración radiológica

Se realizaron tres radiografías antero-posteriores del pie: una con el primer radio en posición neutra, otra con el primer radio en máxima dorsalflexión y otra con el primer radio en máxima plantarflexión, utilizando el test de Coleman como se ha mencionado anteriormente. Estas imágenes se utilizaron para cuantificar posteriormente el movimiento del primer radio en el plano sagital, frontal y transversal.

Para ello, el participante se situó en bipedestación con la cara posterior del talón en contacto con un casete Kodak X-Omatic[®] (Eastman Kodak Company, New York, USA) de 18 x 24 cm. El tubo estaba paralelo al suelo y el haz de rayos X estaba centrado a la cabeza del primer metatarsiano. La distancia del tubo al pie fue un metro. Las radiografías se realizaron con un equipo de rayos-X Sedecal SPS HF-4,0[®] (Sociedad Española de Electromedicina y Calidad, Madrid, Spain) con una técnica de 50kVp y 6,40 mAs y fue revelada automáticamente con una procesadora Konica SRX-101a (Konica Minolta Holdings, Inc, Tokyo, Japan).

A todos los sujetos se les colocó un delantal plomado de protección, respetando las normas de protección radiológica de las instalaciones radiactivas y radiológicas de la Universidad de Sevilla¹¹².

5.7.4. Mediciones y obtención de datos

En las placas radiográficas se dibujaron dos puntos en la cabeza del primer metatarsiano: uno en la cresta intersesamoidea (punto 1); otro en el tubérculo superomedial, de donde parte el ligamento colateral medial de la primera articulación metatarsofalángica (punto 2); y un tercer punto en la zona más distal del maléolo tibial (punto A). Tanto el punto 1 como el punto 2 se consideraron móviles, al moverse el primer radio con el test de Coleman. El punto A se consideró un punto fijo de referencia (Figura 10).



Figura 10. Radiografía con los puntos marcados. Punto 1: cresta interesesamoidea. Punto 2: tubérculo supero-medial. Punto A: parte más distal del maléolo tibial.

Cada radiografía fue digitalizada utilizando el escáner Epson Expression 1680 Pro[®] (Seiko Epson Corporation, Tokyo, Japan) con capacidad de explorar imágenes en films positivos.

Las mediciones en las radiografías digitalizadas se realizaron con el software AutoCAD[®] (AutoCAD 2016; Autodesk Inc, San Rafael, California). Para ello, se utilizó el protocolo utilizado y validado por Munuera y Domínguez^{113,114}, que demostraron, que una vez digitalizada la imagen e insertada en el software con la proporción 1:1, el tamaño de la misma no se veía alterado al ampliarla o reducirla, permitiendo de esta manera gran exactitud a la hora de marcar puntos de referencia¹¹⁵.

Se insertaron las tres radiografías de cada sujeto en las coordenadas 0,0,0; 300,0,0 y -300,0,0; de forma que teníamos un archivo para cada participante. Se dibujaron los tres

puntos en cada radiografía en el mismo lugar donde los habíamos marcado previamente con el rotulador.

Para obtener la movilidad del primer radio en el plano sagital se midió la distancia en milímetros desde el punto A (zona más distal del maléolo tibial) hasta el punto 1 en las tres posiciones, plantarflexionado, neutro y dorsalflexionado de cada sujeto (Figura 11).

Para medir la movilidad del primer radio en el plano frontal se dibujó una línea entre los puntos 1 y 2, y una horizontal, para formar un ángulo y hallar los grados correspondientes en las tres posiciones: plantarflexionado, neutro y dorsalflexionado de cada sujeto (Figura 12).

Por último, para medir la movilidad del primer radio en el plano transverso se midió la distancia en milímetros desde el punto 1 hasta una vertical (con origen en el punto A), en las tres posiciones: plantarflexionado, neutro y dorsalflexionado de cada sujeto (Figura 13).



Figura 11. Movilidad del primer radio en el plano sagital.



Figura 12. Movilidad del primer radio en el plano frontal.



Figura 13. Movilidad del primer radio en el plano transversal.

5.7.5. Medición de la movilidad del primer radio

La medición de la movilidad del primer radio se realizó con el nuevo instrumento de medida (patente nacional 201500721) para hallar el rango de movimiento en milímetros tanto en máxima dorsalflexión como máxima plantarflexión. Este dispositivo consta de dos partes que se encuentran unidas en la parte central por un riel que permite el deslizamiento de ambas. Cada parte presenta dos ramas, una horizontal para colocarla en la zona dorsal de las cabezas metatarsales y una vertical que presenta una regla milimetrada (Figura 14).



Figura 14. Instrumento de medida de la movilidad del primer radio.

Tanto las ramas horizontales, como las verticales presentan una curvatura. Para diseñar la curvatura de las ramas horizontales se utilizó un perfilador de superficie, el cual se colocó en la superficie dorsal del pie de 5 hombres y 5 mujeres voluntarios, a la altura de las cabezas metatarsales (Figura 15).

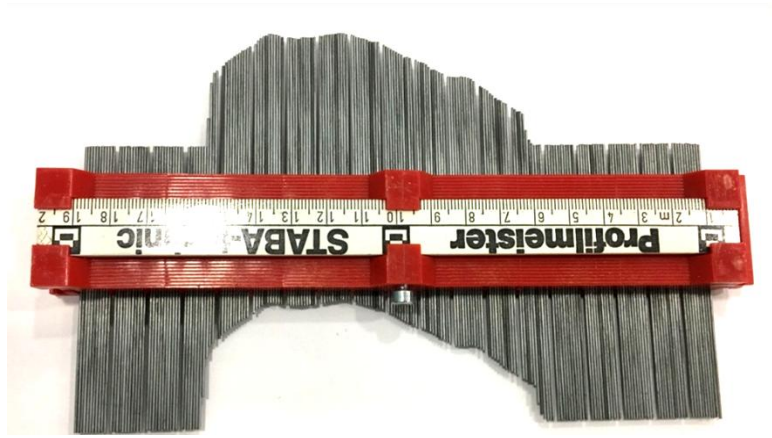


Figura 15. Perfilador de superficies.

La curvatura de las ramas verticales se obtuvo mediante la realización de un estudio previo⁴³ publicado en 2018, en el cual, realizamos radiografías anteroposteriores en 40 sujetos con el primer radio normal en posición neutra, en máxima dorsalflexión y en máxima plantarflexión, siguiendo el mismo método de realización y medición de radiografías comentado anteriormente. Utilizamos los puntos de distribución (X, Y) para generar una nube de puntos. Mediante el método de mínimos cuadrados se obtuvo una función polinómica que describía el movimiento del primer radio en el plano sagital y frontal trazando una curva que fue la que utilizamos para el diseño.

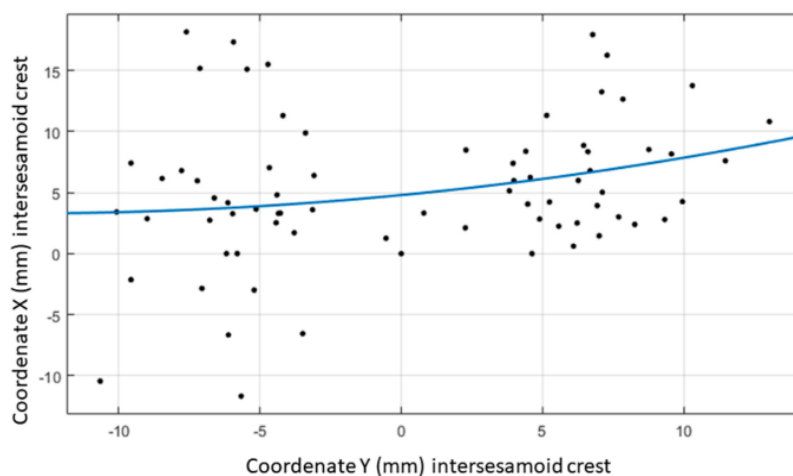


Figura 16. Curva parabólica que tiene el mejor ajuste con la nube de puntos móvil 1 con el primer radio en máxima dorsalflexión y máxima plantarflexión⁴³.

Procedimos a la utilización de este instrumento de medida. Para ello, el sujeto se colocó en una camilla en decúbito supino con el tobillo relajado y la articulación subastragalina en posición neutra. Con una mano el explorador sujetaba la rama larga sobre las cabezas de los metatarsianos del segundo al quinto, y con la otra sujetaba la rama corta sobre la cabeza del primer metatarsiano (Figura 17). En esta posición, la cabeza del primer metatarsiano era movida hacia arriba hasta su máximo recorrido en dorsalflexión (Figura 18) y posteriormente era movida hacia abajo hasta su máximo recorrido en plantarflexión (Figura 19). El rango de movimiento se determinó al observar en la regla del instrumento, cuántos milímetros se desplazaba en ambas posiciones. Ambos examinadores realizaron las medidas 3 veces cada uno en el mismo sujeto y tras pasar 2 semanas repitieron las medidas.



Figura 17. Medición con el instrumento de medida. Primer radio en posición neutra-



Figura 18. Medición con el instrumento de medida. Primer radio en máxima dorsalflexión.



Figura 19. Medición con el instrumento de medida. Primer radio en máxima plantarflexión.

5.8. VARIABLES DEL ESTUDIO

Las principales variables para el estudio radiográfico son:

- Test de Coleman para la posición dorsalflexionado: cantidad de grosor en milímetros que hemos utilizado para llevar al primer radio a su máxima dorsalflexión.
- Test de Coleman para la posición plantarflexionado: cantidad de grosor en milímetros que hemos utilizado para llevar al primer radio a su máxima plantarflexión.
- Medidas del plano sagital:
 - “S_A1_PF”: Distancia del punto A (zona más distal del maléolo tibial) al punto 1 (cresta intersesamoidea) con el primer metatarsiano en plantarflexión.
 - “S_A1_PN”: Distancia del punto A al punto 1, con el primer metatarsiano en posición neutra.
 - “S_A1_DF”: Distancia del punto A al punto 1, con el primer metatarsiano en dorsalflexión.
 - “S_A1_PFPN”: Diferencia entre S_A1_PF y S_A1_PN, es decir, el movimiento en el plano sagital durante la plantarflexión.
 - “S_A1_PNDF”: Diferencia entre S_A1_DF y S_A1_PN, es decir, el movimiento en el plano sagital durante la dorsalflexión.
 - “SUMA_SA1_PFPN_PNDF”: suma de las variables S_A1_PFPN y S_A1_PNDF, es decir, el rango total de movimiento de la cabeza del primer metatarsiano en el plano sagital.
- Medidas del plano frontal:
 - “F_12_PF”: Ángulo que forman una línea entre los puntos 1 (cresta intersesamoidea) y 2 (tubérculo supero-medial), y la horizontal, con el primer metatarsiano en plantarflexión
 - “F_12_PN”: Ángulo que forman la línea entre los puntos 1 y 2, y la horizontal, con el primer metatarsiano en posición neutra.
 - “F_12_DF”: Ángulo que forman la línea entre los puntos 1 y 2, y la horizontal, con el primer metatarsiano en dorsalflexión.

- “F_12_PFPN”: Diferencia entre F_12_PF y F_12_PN, es decir, el movimiento en el plano frontal durante la plantarflexión.
- “F_12_PNDF”: Diferencia entre F_12_PN y F_12_DF, es decir, el movimiento en el plano frontal durante la dorsiflexión.
- “SUMA_F12_PFPN_PNDF”: suma de las variables F_12_PFPN y F_12_PNDF, es decir, el rango total de movimiento de la cabeza del primer metatarsiano en el plano frontal.
- Medidas en el plano transverso:
 - “T_A1_PF”: Distancia del punto 1 a una línea vertical con origen en el punto A, con el primer metatarsiano en plantarflexión.
 - “T_A1_PN”: Distancia del punto 1 a una línea vertical con origen en el punto A, con el primer metatarsiano en posición neutra.
 - “T_A1_DF”: Distancia del punto 1 a una línea vertical con origen en el punto A, con el primer metatarsiano en dorsiflexión.
 - “T_A1_PFPN”: Diferencia entre T_A1_PF y T_A1_PN, es decir, el movimiento en el plano transverso durante la plantarflexión.
 - “T_A1_PNDF”: Diferencia entre T_A1_PN y T_A1_DF, es decir, el movimiento en el plano transverso durante la dorsiflexión.
 - “SUMA_TA1_PFPN_PNDF”: suma de las variables T_A1_PFPN y T_A1_PNDF, es decir, el rango total de movimiento de la cabeza del primer metatarsiano en el plano transverso.

Las principales variables para el estudio con el nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio son:

- Mediciones realizadas por el examinador 1 en la posición de máxima dorsiflexión y máxima plantarflexión del primer radio: cantidad de movimiento medido en milímetros, realizada 3 veces en dos días distintos.
- Mediciones realizadas por el examinador 2 en la posición de máxima dorsiflexión y máxima plantarflexión del primer radio: cantidad de movimiento medido en milímetros, realizada 3 veces en dos días distintos.
- “INSTRUMENTO_DF”: media de las 6 medidas del primer radio en dorsiflexión del examinador 1.

- “INSTRUMENTO_PF”: media de las 6 medidas del primer radio en plantarflexión del examinador 1.
- “SUMA_INSTRUMENTO_DFPPF”: suma de las variables INSTRUMENTO_DF y INSTRUMENTO_PF.

Todas ellas son variables de intervalo. Se miden en milímetros las que pertenecen a la medición del test de Coleman, en radiografías del plano sagital (S) y plano transverso (T), y las medidas con el instrumento medidas por ambos examinadores. Se miden en grados las que pertenecen a la medición en radiografías del plano frontal (F).

Otras variables que se recogen son:

- Edad (variable de razón)
- Índice de masa corporal (variable de razón)
- Sexo (variable cualitativa nominal)
- Pie (variable cualitativa nominal)

5.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizaron con el paquete estadístico SPSS Statistics® software para Windows, versión 22. (IBM, Corp, Armonk, NY, USA).

5.9.1. Análisis descriptivo

Para el análisis descriptivo se han calculado la frecuencia absoluta (N), los valores medios, desviación típica (D.T.), mínimo, máximo.

5.9.2. Análisis inferencial

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%.

Comparamos la movilidad del primer radio en los tres planos en ambos grupos de estudio: HAV y control.

5.9.3. Pruebas de normalidad

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 con los criterios de normalidad.

Las pruebas que se pueden llevar a cabo son:

- Prueba T para muestras independientes. Compara muestras independientes cuando los valores de las variables cumplen los criterios de normalidad.
- Prueba U de Mann-Whitney. Compara dos muestras independientes que no cumplen los criterios de normalidad.

5.9.4. Análisis cualitativo

Para el análisis de las variables cualitativas, hemos utilizado el test Chi-cuadrado para ver si existe algún tipo de relación (dependencia) entre las variables, a través de las tablas cruzadas. Todas las decisiones tomadas se han hecho con un nivel de confianza del 95%.

5.9.5. Fiabilidad de las medidas

Para el estudio de la fiabilidad se ha analizado la concordancia interevaluador e intraevaluador, a través del coeficiente de correlación intraclass. Para el cálculo del coeficiente de correlación intraclass se ha utilizado el modelo combinado bidireccional, el tipo consistencia y las medidas promedio.

5.9.6. Validación del nuevo instrumento de medida

Para la validación del instrumento se han utilizado técnicas estadísticas de segmentación, estratificación y concordancia a través del análisis de conglomerados, árboles de decisión y método Bland-Altman.

Realizamos un análisis de conglomerados en dos fases para conocer si podríamos definir la pertenencia de un sujeto a un grupo. Este tipo de análisis nos permitió clasificar grupos tanto por criterios cualitativos como cuantitativos. Se consideró bueno el resultado cuando la medida de silueta de cohesión y separación fue mayor a 0,5. La técnica de árboles de decisión, nos ayudó a identificar grupos y descubrir sus relaciones de una manera jerárquica. Se utilizó el método de división CRT que clasifica los datos en subgrupos para que sean lo más homogéneos posible respecto a la variable dependiente.

Por último, se realizó un análisis gráfico de Bland-Altman que permitió comparar dos técnicas de medición, ya que en este estudio se quiso medir si existían diferencias entre el nuevo método de medición con el que ya está establecido. Se consideraron concordantes si al menos el 95% de las mediciones se encontraron dentro de los límites de concordancia.

6. RESULTADOS

6. RESULTADOS

6.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA TOTAL

La muestra para este estudio inicialmente estuvo formada por 60 individuos. Once participantes fueron excluidos, debido a que alguno de los examinadores no pudo identificar claramente los puntos para marcar (3 con HAV y 8 con un primer radio normal). Finalmente 49 participantes fueron incluidos (25 en el grupo control y 24 en el grupo de HAV), con una media de edad de $36,75 \pm 21,34$ años (rango de 19-79). Se han estudiado 9 pies de hombres y 40 de mujeres. Veintiocho han sido pies derechos y 21 pies izquierdos (Tabla 1).

| Pies | Sexo | Edad | Lateralidad |
|------|---------|-------------------|-------------|
| 49 | Hombres | 9 | Derechos |
| | Mujeres | 40 | Izquierdos |
| | | $36,75 \pm 21,34$ | 28 |
| | | | 21 |

Tabla 1. Descripción de la muestra total.

Hemos comprobado que no existieron diferencias significativas entre ambos grupos (control y HAV) en cuanto al sexo y pie, a través de la prueba Chi-cuadrado de Pearson (Tabla 2), pero sí hubo diferencias en cuanto a la edad e IMC, a través de la prueba U de Mann-Whitney (Tabla 3).

| Variable | Grupo | | Porcentaje | | | P |
|-------------|---------|---------|------------|-----------|-------|-------|
| Sexo | HAV | Hombres | 8,3% | Mujeres | 91,7% | 0,78 |
| | Control | Hombres | 28% | Mujeres | 72% | |
| Pie | HAV | Derecho | 54,2% | Izquierdo | 45,8% | 0,451 |
| | Control | Derecho | 60% | Izquierdo | 40% | |

Tabla 2. Comparación de las variables sexo y pie entre ambos grupos.

| Variable | Grupo | Media \pm SD | P |
|-------------|---------|-------------------|--------------|
| Edad | HAV | 51,83 \pm 21,69 | 0,000 |
| | Control | 22,28 \pm 3,81 | |
| IMC | HAV | 25,19 \pm 4,92 | 0,017 |
| | Control | 22,11 \pm 3,91 | |

Tabla 3. Comparación de las variables edad e IMC entre ambos grupos.

6.2. DESCRIPCIÓN DEL GRUPO CONTROL

El grupo control lo formaron 25 pies de 25 individuos con $22,28 \pm 3,81$ años de edad (rango de 19-37). Se han estudiado 7 pies de hombres y 18 de mujeres. Quince han sido pies derechos y 10 izquierdos. El IMC fue de $22,11 \pm 3,91$ (Tabla 4).

| Pies | Sexo | | Edad | Lateralidad | | IMC |
|------|---------|----|------------------|-------------|----|---------------------------------|
| 25 | Hombres | 7 | $22,28 \pm 3,81$ | Derechos | 15 | $22,11 \pm 3,91$ (Normopeso) |
| | Mujeres | 18 | | Izquierdos | 10 | |

Tabla 4. Descripción del grupo control.

6.3. DESCRIPCIÓN DEL GRUPO HAV

El grupo HAV lo formaron 24 pies de 24 individuos, de $51,83 \pm 21,69$ años de edad (rango 20-79). Se han estudiado 2 pies de hombres y 22 de mujeres. Trece han sido pies derechos y 11 pies izquierdos. El IMC fue de $25,19 \pm 4,9$ (Tabla 5).

| Pies | Sexo | | Edad | Lateralidad | | IMC |
|------|---------|----|-------------------|-------------|----|---------------------------------|
| 24 | Hombres | 2 | $51,83 \pm 21,69$ | Derechos | 13 | $25,19 \pm 4,92$ (Sobrepeso) |
| | Mujeres | 22 | | Izquierdos | 11 | |

Tabla 5. Descripción del grupo HAV.

6.4. PRUEBAS DE NORMALIDAD

El resultado del *test de Shapiro-Wilk* para las variables medidas en las radiografías y con el instrumento, en cada uno de los grupos, es el que aparece en la tabla 6.

| Variable | Grupo | Shapiro-Wilk |
|------------------|---------|--------------|
| S_A1_PF | HAV | 0,430 |
| | Control | 0,557 |
| S_A1_PN | HAV | 0,287 |
| | Control | 0,741 |
| S_A1_DF | HAV | 0,167 |
| | Control | 0,716 |
| S_A1_PFPN | HAV | 0,428 |
| | Control | 0,066 |
| S_A1_PNDF | HAV | 0,445 |
| | Control | 0,086 |
| F_12_PF | HAV | 0,856 |
| | Control | 0,947 |
| F_12_PN | HAV | 0,909 |
| | Control | 0,018 |
| F_12_DF | HAV | 0,458 |
| | Control | 0,614 |

| | | |
|---------------------------|---------|--------------|
| F_12_PFPN | HAV | 0,187 |
| | Control | 0,480 |
| F_12_PNDF | HAV | 0,400 |
| | Control | 0,413 |
| T_A1_PF | HAV | 0,006 |
| | Control | 0,215 |
| T_A1_PN | HAV | 0,925 |
| | Control | 0,150 |
| T_A1_DF | HAV | 0,026 |
| | Control | 0,031 |
| T_A1_PFPN | HAV | 0,913 |
| | Control | 0,718 |
| T_A1_PNDF | HAV | 0,611 |
| | Control | 0,086 |
| SUMA_SA1_PFPN_PNDF | HAV | 0,360 |
| | Control | 0,443 |
| SUMA_F12_PFPN_PNDF | HAV | 0,649 |
| | Control | 0,258 |
| SUMA_TA1_PFPN_PNDF | HAV | 0,422 |
| | Control | 0,164 |
| INSTRUMENTO_DF | HAV | 0,750 |
| | Control | 0,837 |

| | | |
|------------------------------|---------|-------|
| INSTRUMENTO_PF | HAV | 0,525 |
| | Control | 0,389 |
| SUMA_INSTRUMENTO_PDFD | HAV | 0,644 |
| | Control | 0,587 |

Tabla 6. *Test de Shapiro-Wilk* por grupos.

Como se puede observar, la distribución de los datos es normal para todas las variables, menos para F_12_PN en el grupo control, T_A1_PF en el grupo HAV y T_A1_DF en el grupo HAV y control. Por lo tanto, para realizar las comparaciones entre los dos grupos y las correlaciones entre las variables se han utilizado pruebas paramétricas, y para las variables F_12_PN, T_A1_PF y T_A1_DF pruebas no paramétricas.

6.5. COMPARACIÓN DE LAS VARIABLES ENTRE EL GRUPO HAV Y EL GRUPO CONTROL

Realizamos la comparación de las mediciones en radiografías en los tres planos del espacio (sagital, frontal y transverso) entre los dos grupos, mediante la prueba U de Mann-Whitney para las variables F_12_PN, T_A1_PF y T_A1_DF y la prueba T de Student para el resto de variables. La media, la desviación típica (DT) y la P se muestran en las tablas 7 y 8. Hemos resaltado de color naranja la posición neutra del primer radio en los tres planos del espacio y de verde el recorrido de movimiento del primer radio en los tres planos del espacio para su posterior discusión.

Hemos encontrado diferencias significativas en las variables F_12_PN, S_A1_DF, S_A1_PNDF, F_12_DF, INSTRUMENTO_DF, INSTRUMENTO_PF y SUMA_INSTRUMENTO_PNDF.

| Variable | Grupo | Media \pm DT | P |
|----------|---------|-------------------|-------|
| F_12_PN | HAV | 50,00 \pm 4,74 | 0,005 |
| | Control | 53,80 \pm 5,68 | |
| T_A1_PF | HAV | -0,95 \pm 9,72 | 0,734 |
| | Control | -1,45 \pm 10,63 | |
| T_A1_DF | HAV | 5,11 \pm 13,06 | 0,215 |
| | Control | 0,96 \pm 11,82 | |

Tabla 7. Comparación de las variables F_12_PN, T_A1_PF y T_A1_DF entre los dos grupos mediante la prueba *U de Mann-Whitney*.

| Variable | Grupo | Media \pm DT | P |
|------------------|---------|------------------|--------------|
| S_A1_PFN | HAV | 75,48 \pm 9,08 | 0,052 |
| | Control | 80,74 \pm 9,33 | |
| S_A1_PN | HAV | 72,69 \pm 8,98 | 0,060 |
| | Control | 77,42 \pm 8,18 | |
| S_A1_DF | HAV | 65,66 \pm 8,99 | 0,008 |
| | Control | 72,23 \pm 7,68 | |
| S_A1_PFPN | HAV | 2,79 \pm 1,83 | 0,383 |
| | Control | 3,31 \pm 2,27 | |
| S_A1_PNDF | HAV | 7,03 \pm 2,76 | 0,015 |
| | Control | 5,18 \pm 2,32 | |
| F_12_PFN | HAV | 47,87 \pm 6,46 | 0,138 |
| | Control | 50,64 \pm 6,36 | |
| F_12_DF | HAV | 52,70 \pm 6,06 | 0,029 |
| | Control | 56,48 \pm 5,69 | |
| F_12_PFPN | HAV | 2,12 \pm 3,98 | 0,303 |
| | Control | 3,16 \pm 2,91 | |
| F_12_PNDF | HAV | 2,70 \pm 3,22 | 0,979 |
| | Control | 2,68 \pm 4,08 | |
| T_A1_PN | HAV | 8,47 \pm 7,03 | 0,795 |
| | Control | 9,27 \pm 8,38 | |

| | | | |
|------------------------------|---------|--------------|--------------|
| T_A1_PFPN* | HAV | -5,00 ± 7,73 | 0,656 |
| | Control | -4,11 ± 6,06 | |
| T_A1_PNDF* | HAV | 1,69 ± 6,01 | 0,176 |
| | Control | -0,64 ± 5,86 | |
| SUMA_SA1_PFPN_PNDF | HAV | 9,82 ± 2,81 | 0,147 |
| | Control | 8,50 ± 3,40 | |
| SUMA_F12_PFPN_PNDF | HAV | 4,83 ± 3,78 | 0,444 |
| | Control | 5,84 ± 5,20 | |
| SUMA_TA1_PFPN_PNDF† | HAV | 6,69 ± 9,01 | 0,244 |
| | Control | 4,11 ± 6,06 | |
| INSTRUMENTO_DF | HAV | 7,20 ± 1,36 | 0,040 |
| | Control | 6,49 ± 0,97 | |
| INSTRUMENTO_PF | HAV | 5,99 ± 1,03 | 0,011 |
| | Control | 5,26 ± 0,89 | |
| SUMA_INSTRUMENTO_PFDF | HAV | 13,20 ± 1,99 | 0,006 |
| | Control | 11,75 ± 1,47 | |

* En el plano transversal, un valor negativo significa que el punto 1 se ha movido alejándose del segundo metatarsiano (abducción).

† Estos son valores absolutos, desde la posición inicial a la posición en abducción en pies normales, y desde la posición en aducción a la posición en abducción en pies con HAV.

Tabla 8. Comparación de las variables de las medidas en radiografías entre los dos grupos mediante la prueba *T de Student*.

6.6. VALIDACIÓN DEL NUEVO INSTRUMENTO DE MEDIDA DEL PRIMER RADIO

Con el fin de validar el nuevo instrumento de medida del primer radio, hemos decidido utilizar las variables que representan el movimiento en dorsalflexión, plantarflexión y movimiento total del primer radio en el plano sagital para poder compararlas con las variables que indican el movimiento del primer radio en este mismo plano, obtenidas con el instrumento de medida. Además, hemos utilizado el análisis de conglomerados en dos fases, árboles de decisión y método Bland-Altman.

6.6.1. Análisis de conglomerados en dos fases

Utilizamos esta prueba para agrupar las variables tratando de lograr la máxima homogeneidad en cada grupo y la mayor diferencia entre ellos. Comparamos las variables de las radiografías que corresponden al movimiento en el plano sagital durante la dorsalflexión, plantarflexión y el rango de movimiento total (S_A1_PNDF, S_A1_PFPN, SUMA_S_A1_PFPN_PNDF), con las variables del instrumento de medida del movimiento del primer radio en dorsalflexión, plantarflexión y rango total (INSTRUMENTO_DF, INSTRUMENTO_PF, SUMA_INSTRUMENTO_PFDf).

El análisis de conglomerados en dos fases de las variables que representan el movimiento de dorsalflexión (S_A1_PNDF, $P = 0,015$) y el movimiento en plantarflexión (S_A1_PFPN, $P = 0,383$) se muestra en la figura 20, siendo este bueno y por lo tanto aceptable¹¹⁶. En la tabla 9, se expone la medida de silueta de la cohesión y separación (0,58), que al ser mayor a 0,5 se considera bueno¹¹⁶.

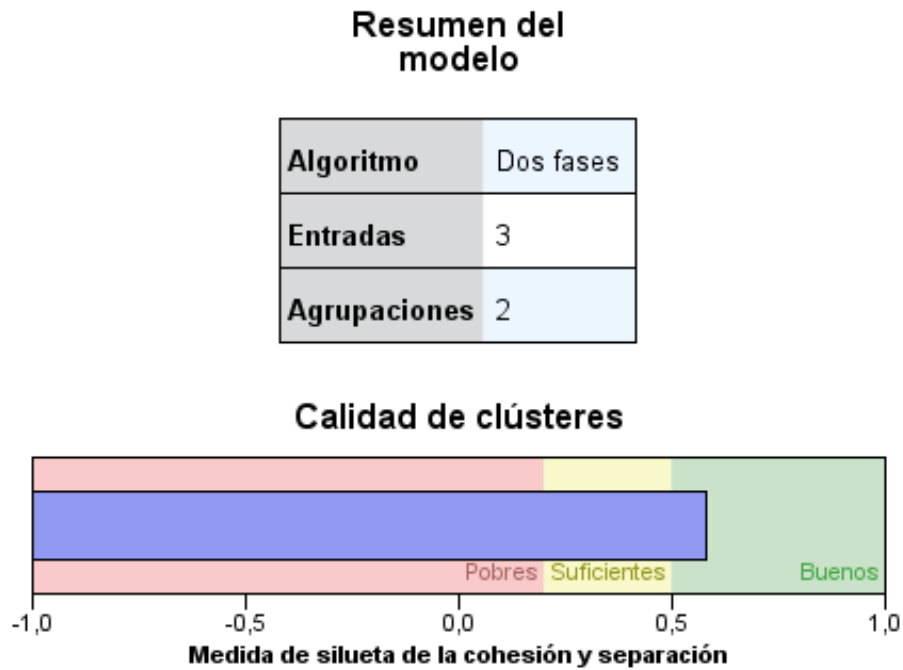


Figura 20. Análisis de conglomerados para las variables S_A1_PNDF y S_A1_PFPN.

| Category Medida de silueta de la cohesión y separación V3 | | |
|--|--------|-----|
| 1 | 0,5815 | 0,6 |

Tabla 9. Medida de silueta de la cohesión y separación para las variables S_A1_PNDF y S_A1_PFPN.

Como se muestra en la tabla 10, en radiografías, el primer radio puede ser considerado como normal cuando el movimiento en dorsalflexión es menor a 5,53 milímetros y el movimiento en plantarflexión es mayor a 4,04 milímetros. Por otro lado, se considera HAV cuando el movimiento en dorsalflexión es mayor a 6,41 milímetros, y el movimiento en plantarflexión es menor a 1,92 milímetros. Sin embargo, hay un intervalo de incertidumbre, que no permite clasificar a los sujetos que presenten estos valores.

| Grupo | Dorsalflexión | Plantarflexión |
|------------------------------|---------------|----------------|
| Normales | 3,64 – 5,53 | 4,04 – 4,35 |
| Zona de incertidumbre | 5,53 – 6,41 | 1,92 – 4,04 |
| HAV | 6,41 – 8,02 | 1,28 – 1,92 |

Tabla 10. Valores del movimiento en dorsalflexión y plantarflexión en radiografías del primer radio en el análisis de conglomerados para la predicción del primer radio normal o HAV.

La figura 21 nos muestra el análisis de conglomerados de las variables obtenidas con el instrumento de medida. Tanto el movimiento en dorsalflexión del primer radio (INSTRUMENTO_DF, $P = 0,040$), como el movimiento el plantarflexión (INSTRUMENTO_PF, $P = 0,011$), ha sido bueno y aceptable¹¹⁶. En la tabla 11, observamos la medida de silueta de la cohesión y separación (0,58), que al ser mayor a 0,5 se considera bueno¹¹⁶.

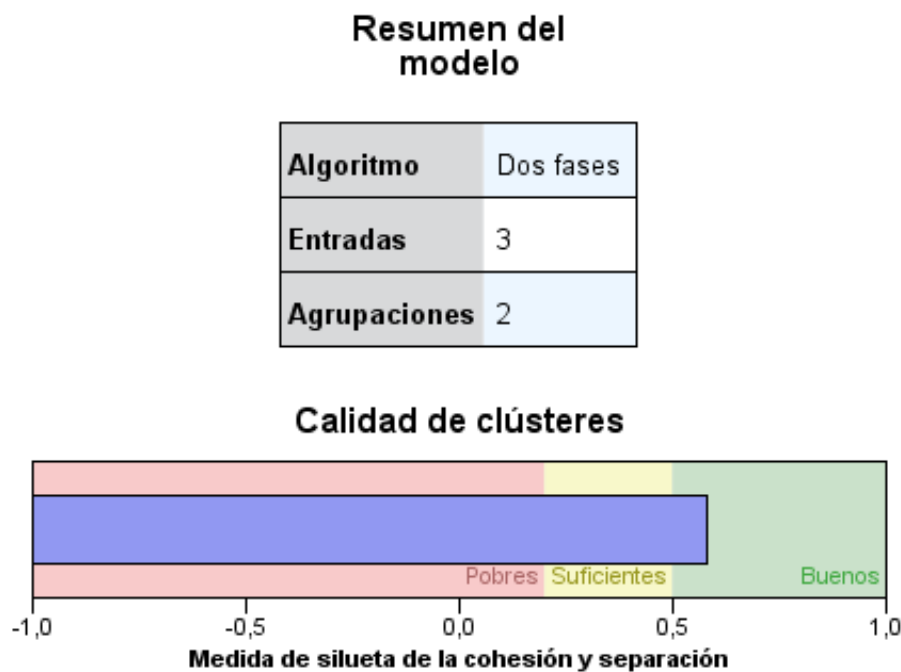


Figura 21. Análisis de conglomerados para las variables INSTRUMENTO_DF e INSTRUMENTO_PF.

| Category Medida de silueta de la cohesión y separación V3 | | |
|--|--------|-----|
| 1 | 0,5801 | 0,6 |

Tabla 11. Medida de silueta de la cohesión y separación para las variables INSTRUMENTO_DF e INSTRUMENTO_PF

En la tabla 12, mostramos los intervalos de dorsalflexión y plantarflexión con el instrumento de medida. Se clasifica un primer radio normal, cuando el movimiento en dorsalflexión es menor a 6,01 milímetros y en plantarflexión menor a 5,14 milímetros. Y como HAV, si el movimiento en dorsalflexión es mayor a 7,16 milímetros y en plantarflexión mayor a 5,82 milímetros. La zona de incertidumbre para la dorsalflexión es de 1,15 milímetros y para la plantarflexión es de 0,68 milímetros.

| Grupo | Dorsalflexión | Plantarflexión |
|------------------------------|---------------|----------------|
| Normales | 5,68 – 6,01 | 4,83 – 5,14 |
| Zona de incertidumbre | 6,01 – 7,16 | 5,14 – 5,82 |
| HAV | 7,16 – 8,08 | 5,82 – 6,54 |

Tabla 12. Valores del movimiento en dorsalflexión y plantarflexión con el instrumento del primer radio en el análisis de conglomerados para la predicción del primer radio normal o HAV.

En cuanto al movimiento total del primer radio en el plano sagital, en la figura 22 vemos el análisis de conglomerados para la variable que representa el rango total de movilidad en las radiografías (SUMA_S_A1_PFPN_PNDF, $P = 0,147$), siendo también bueno y aceptable¹¹⁶. La tabla 13 muestra la medida de silueta de la cohesión y separación (0,69), que al ser mayor a 0,5 se considera bueno¹¹⁶.

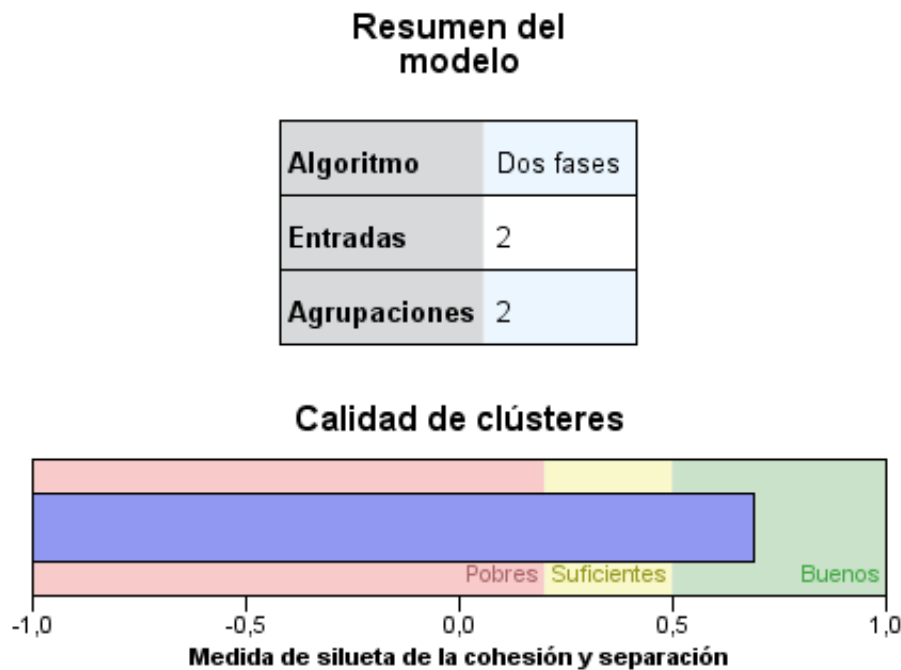


Figura 22. Análisis de conglomerados para la variable SUMA_S_A1_PFPN_PNDF.

| Category Medida de silueta de la cohesión y separación V3 | | |
|--|--------|-----|
| 1 | 0,6915 | 0,7 |

Tabla 13. Medida de silueta de la cohesión y separación para la variable SUMA_S_A1_PFPN_PNDF

Por último, en la figura 23 mostramos los resultados del análisis de conglomerados para la variable que representa el recorrido total del primer radio en el plano sagital utilizando el instrumento de medida (SUMA_INSTRUMENTO_PFDF, $P = 0,06$), siendo bueno y aceptable¹¹⁶. En la tabla 14 se muestra la medida de silueta de la cohesión y separación (0,72), que al ser mayor a 0,5 se considera bueno¹¹⁶.

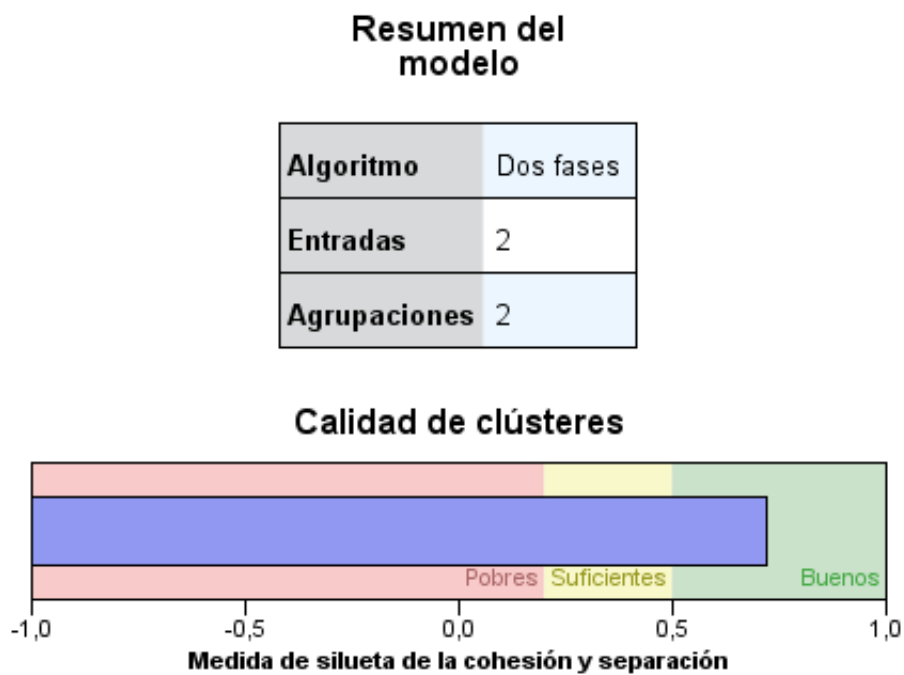


Figura 23. Análisis de conglomerados para la variable SUMA_INSTRUMENTO_PFDF.

| Category Medida de silueta de la cohesión y separación V3 | | |
|--|--------|-----|
| 1 | 0,7191 | 0,7 |

Tabla 14. Medida de silueta de la cohesión y separación para la variable SUMA_INSTRUMENTO_PFDF.

En la tabla 15 establecemos un rango de valores del movimiento total del primer radio medido en radiografías (SUMA_S_A1_PFPN_PNDF) y con el instrumento de medida (SUMA_INSTRUMENTO_PFDf), tanto para el grupo normal como para el grupo con HAV. Cuando los valores medidos en radiografía son menores a 7,43 milímetros se puede clasificar al sujeto como normal, y si son mayores a 10,16 mm como HAV.

Por otro lado, cuando estos valores medidos con el instrumento son menores a 11,6 mm se considera que el sujeto es normal, y si son mayores a 12,84 mm se considera con HAV.

Independientemente del instrumento utilizado para la medición de la movilidad del primer radio, podemos observar que el grupo HAV presenta más cantidad de movimiento que el grupo control.

| Grupo | SUMA_S_A1_PFPN_PNDF | SUMA_INSTRUMENTO_PFDf |
|------------------------------|---------------------|-----------------------|
| Control | 5,8 - 7,43 | 10,51 – 11,60 |
| Zona de incertidumbre | 7,43 - 10,16 | 11,60 – 12,84 |
| HAV | 10,16 – 12,04 | 12,84 – 14,65 |

Tabla 15. Comparación de las variables SUMA_S_A1_PFPN_PNDF y SUMA_INSTRUMENTO_PFDf en el análisis de conglomerados para la predicción del primer radio normal o HAV.

6.6.2. Árboles de decisión

Con esta técnica estadística se quiere clasificar a los sujetos por grupos, según las medidas de las radiografías en el plano sagital y las medidas obtenidas con el instrumento. Para ello, se considera la variable dependiente “grupo” (normales o HAV), y como variable independiente las medidas del pie.

La figura 24 muestra el árbol de decisión para las variables obtenidas con las radiografías en el plano sagital. En el nodo 0, se muestra que el 51% de los sujetos eran normales y el 49% tenían HAV. En este caso, el modelo no ha incluido en el árbol la variable que representa el movimiento en plantarflexión (S_A1_PFPN), y se queda únicamente con la variable que simboliza el movimiento en dorsalflexión (S_A1_PNDF). Para el grupo normal, la dorsalflexión es menor o igual a 4,56 milímetros y para el grupo de HAV es mayor a 4,56 milímetros.

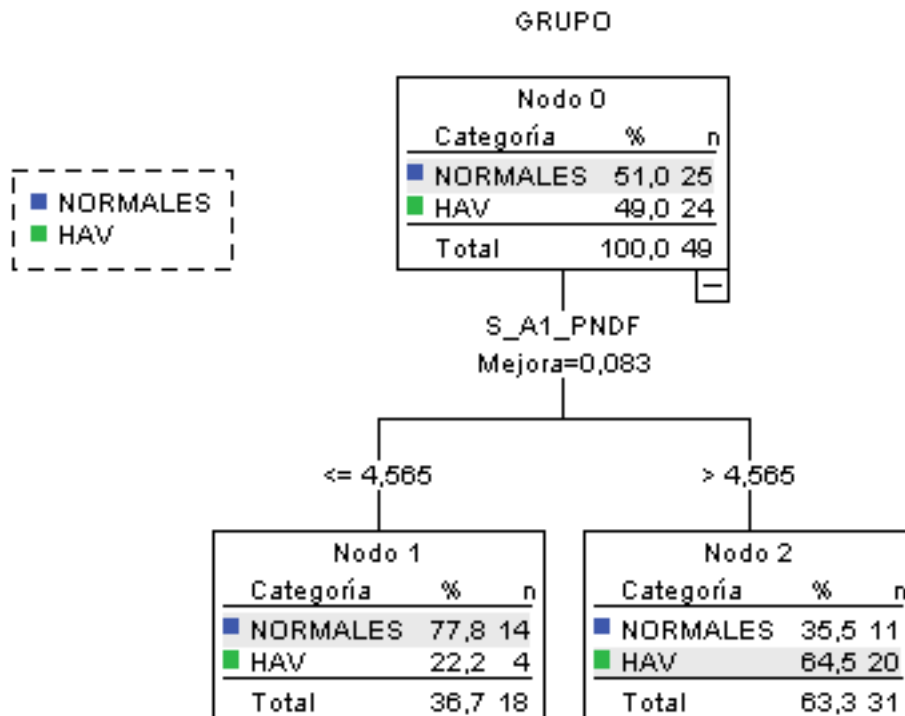


Figura 24. Árbol de decisión para la variable S_A1_PNDF y S_A1_PFPN.

En la tabla 16, mostramos la clasificación por grupo (normales y HAV) de las variables del movimiento de dorsalflexión y plantarflexión del primer radio medidas en radiografías (S_A1_PNDF y S_A1_PFPN). De esta forma, con los datos anteriores, este modelo clasifica correctamente al 69% de los sujetos en general, alcanzando hasta el 83% si se considera exclusivamente el grupo HAV.

| Pronosticado | | | |
|-------------------|----------|-------|---------------------|
| Observado | Normales | HAV | Porcentaje correcto |
| Normales | 14 | 11 | 56,0% |
| HAV | 4 | 20 | 83,3% |
| Porcentaje global | 36,7% | 63,3% | 69,4% |

Tabla 16. Clasificación por grupo de la variable S_A1_PNDF en el árbol de decisión.

La figura 25 muestra el árbol de decisión para las variables del movimiento de dorsalflexión y plantarflexión del primer radio obtenidas con el instrumento de medida. Para el grupo normal, la plantarflexión es menor o igual a 4,91 milímetros. Para el grupo HAV, la medida de plantarflexión es mayor a 4,91 milímetros y la medida de dorsalflexión es mayor a 7,83 milímetros.

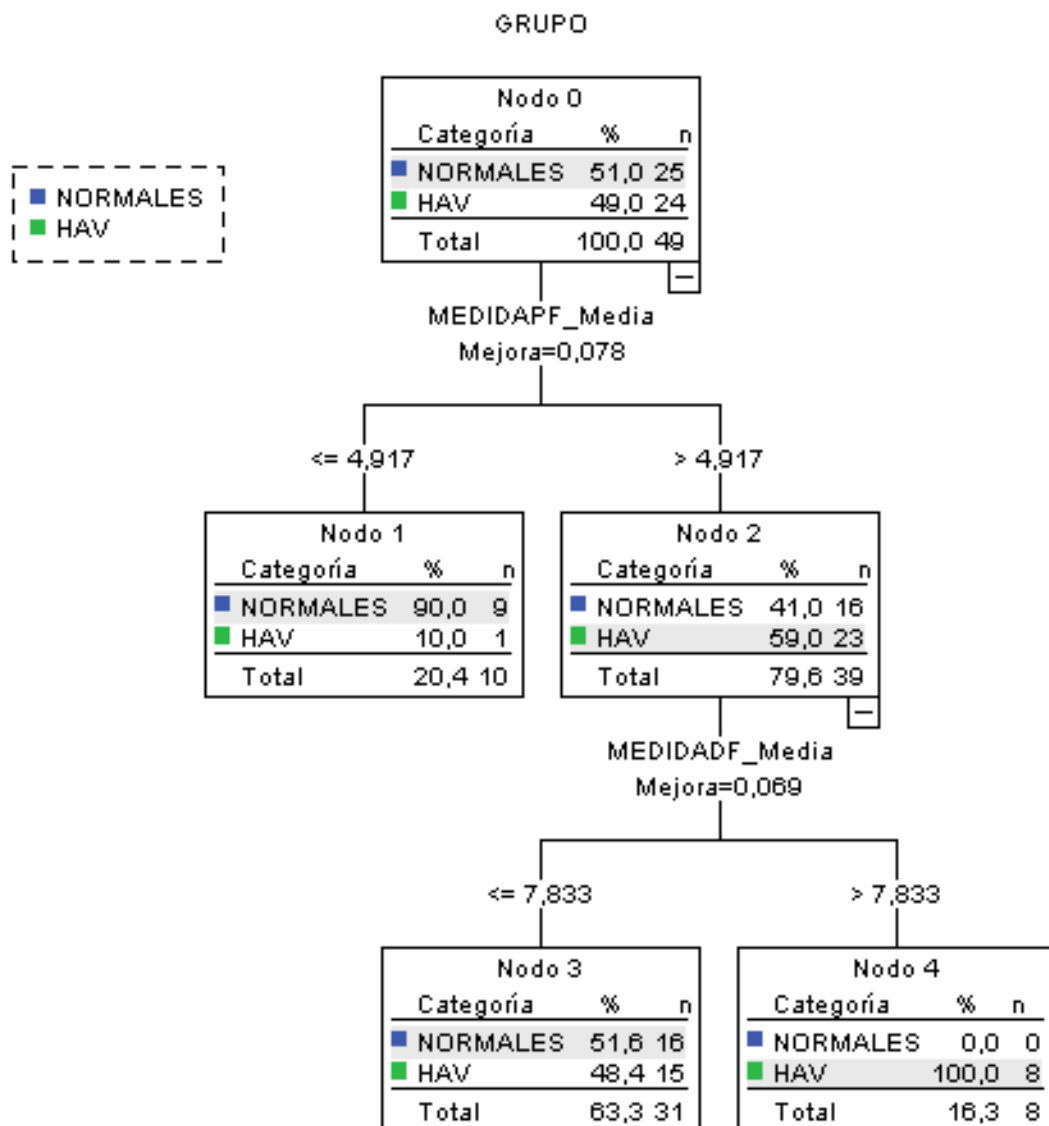


Figura 25. Árbol de decisión para las variables INSTRUMENTO_DF e INSTRUMENTO_PF. Estas variables aparecen en el gráfico con los nombres MEDIDADF y MEDIDAPF respectivamente.

En la tabla 17 mostramos la clasificación por grupo (normales y HAV) de las variables del movimiento de dorsiflexión y plantarflexión del primer radio obtenidas con el instrumento de medida (INSTRUMENTO_DF e INSTRUMENTO_PF). Con los datos anteriores, este modelo clasifica correctamente al grupo normal (100%), pero no es tan efectivo para el grupo HAV (33,3%).

| Pronosticado | | | |
|-------------------|----------|-------|---------------------|
| Observado | Normales | HAV | Porcentaje correcto |
| Normales | 25 | 0 | 100,0% |
| HAV | 16 | 8 | 33,3% |
| Porcentaje global | 83,7% | 16,3% | 67,3% |

Tabla 17. Clasificación por grupo de las variables INSTRUMENTO_DF e INSTRUMENTO_PF en el árbol de decisión.

En cuanto al movimiento total, la figura 26 muestra el árbol de decisión para la variable que representa el recorrido total del primer radio en el plano sagital (SUMA_S_A1_PFPN_PNDF). Podemos observar en el nodo 0, al igual que anteriormente, el 51% de los sujetos eran normales y el 49% tenían HAV. Para el grupo normal, esta variable es menor o igual a 5,81 milímetros, y para el grupo de HAV es mayor a 5,81 milímetros.

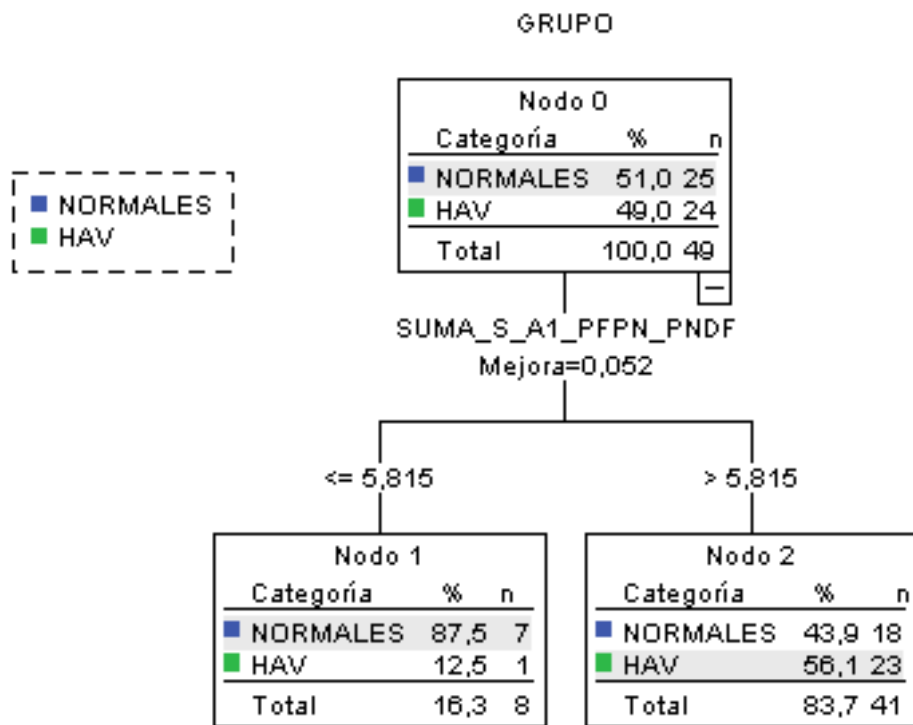


Figura 26. Árbol de decisión para la variable SUMA_S_A1_PFPN_PNDF.

En la tabla 18, se muestra la clasificación por grupo (normales y HAV) de la variable que constituye el recorrido del primer radio en el plano sagital (SUMA_S_A1_PFPN_PNDF). Con los datos anteriores, este modelo clasifica correctamente al grupo HAV (95,8%), pero no es tan efectivo para el grupo normal (28%).

| Pronosticado | | | |
|-------------------|----------|-------|---------------------|
| Observado | Normales | HAV | Porcentaje correcto |
| Normales | 7 | 18 | 28,0% |
| HAV | 1 | 23 | 95,8% |
| Porcentaje global | 16,3% | 83,7% | 61,2% |

Tabla 18. Clasificación por grupo de la variable SUMA_S_A1_PFPN_PNDF en el árbol de decisión.

En cuanto a las medidas del movimiento total del primer radio en el plano sagital obtenidas con el instrumento, la figura 27 muestra el árbol de decisión para la variable SUMA_INSTRUMENTO_PFDf. Podemos observar en el nodo 0, al igual que anteriormente, el 51% de los sujetos eran normales y el 49% tenían HAV. Para el grupo de HAV, esta variable es mayor a 13,58 mm. Para el grupo normal, esta variable debe estar entre 12,58 y 13,58 mm.

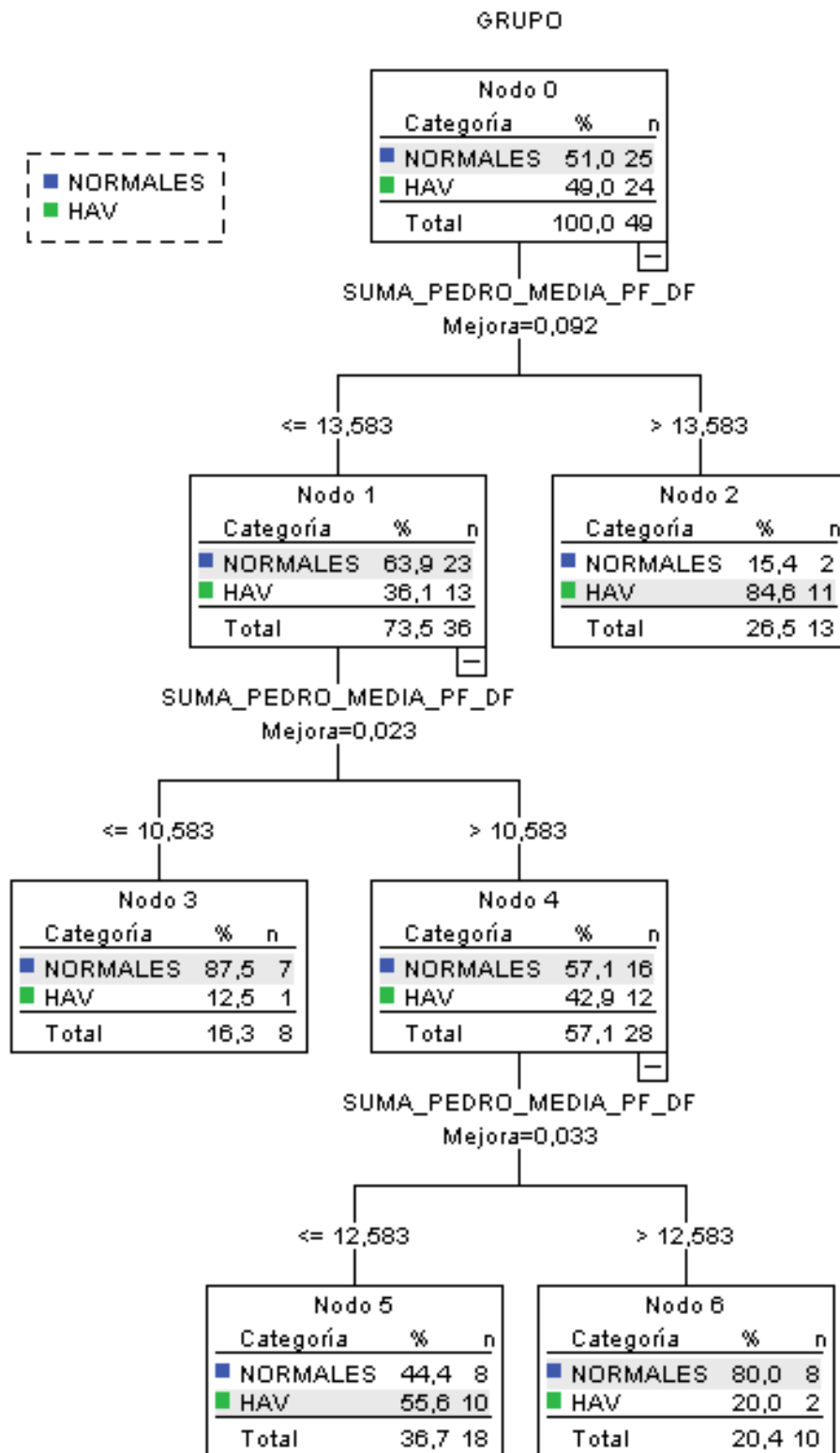


Figura 27. Árbol de decisión para la variable SUMA_INSTRUMENTO_PFD. Esta variable aparece en el gráfico con el nombre SUMA_PEDRO_MEDIA_PF_DF.

En la tabla 19, se muestra la clasificación por grupo (normales y HAV) de la variable que representa el rango de movimiento total del primer radio utilizando el instrumento de medida (SUMA_INSTRUMENTO_PFDf). Con los datos anteriores, este modelo clasifica correctamente al 73,5% de los sujetos, alcanzando el 87,5% para el grupo HAV.

| Pronosticado | | | |
|-------------------|----------|-------|---------------------|
| Observado | Normales | HAV | Porcentaje correcto |
| Normales | 15 | 10 | 60,0% |
| HAV | 3 | 21 | 87,5% |
| Porcentaje global | 36,7% | 63,3% | 73,5% |

Tabla 19. Clasificación por grupo de la variable SUMA_INSTRUMENTO_PFDf en el árbol de decisión.

6.6.3. Método de Bland-Altman

Para conocer la concordancia entre los dos métodos de obtención de medidas que hemos utilizado en esta investigación, radiografías e instrumento del primer radio, se ha realizado el gráfico de Bland-Altman (Figura 28), obteniéndose que el 96% de los datos presentaron concordancia entre ambos métodos de medición. El 4% que no la tenían pertenecían al grupo control. Todos los sujetos con HAV fueron bien clasificados.

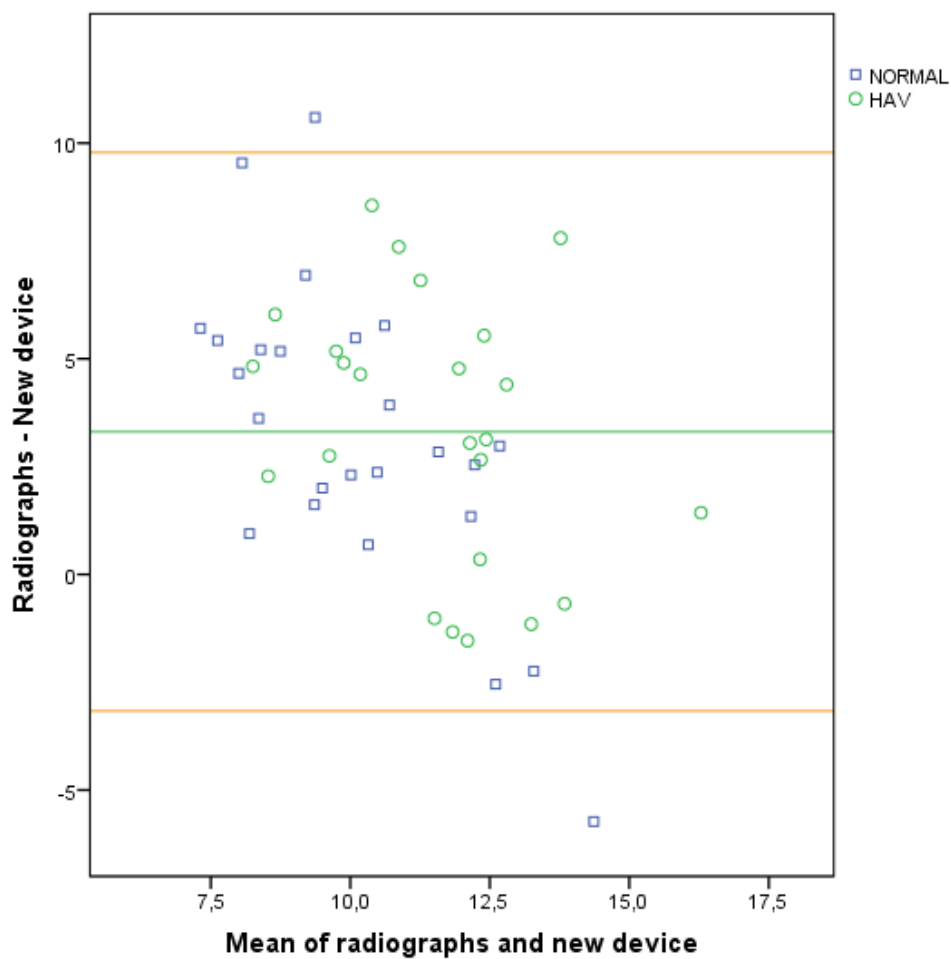


Figura 28. Gráfico Bland-Altman para las variables obtenidas con las radiografías y con el instrumento de medida.

6.7. FIABILIDAD DE LAS MEDIDAS

El valor del coeficiente de correlación intraclase (CCI) para las variables obtenidas por los dos investigadores en la medición del movimiento del primer radio en dorsalflexión (DF) y plantarflexión (PF) con el nuevo instrumento de medida, se muestra en la tabla 20 y 21. Estos resultados demuestran que tanto la fiabilidad intraobservador como interobservador fue buena.

| CCI | Grupo | DF | PF |
|---------------------|---------|-------|-------|
| Examinador 1 | HAV | 0,872 | 0,917 |
| | Control | 0,883 | 0,907 |
| | Total | 0,886 | 0,913 |
| Examinador 2 | HAV | 0,808 | 0,792 |
| | Control | 0,892 | 0,895 |
| | Total | 0,885 | 0,884 |

Tabla 20. Fiabilidad intraobservador.

| CCI | Grupo | DF | PF |
|--|---------|-------|-------|
| Examinador 1 – Examinador 2 | HAV | 0,919 | 0,925 |
| | Control | 0,928 | 0,940 |
| | Total | 0,932 | 0,932 |

Tabla 21. Fiabilidad interobservador.

7. DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

El objetivo principal de este trabajo fue estudiar la validez y fiabilidad de un nuevo instrumento de medición de la movilidad del primer radio. Según los resultados obtenidos de las comparaciones entre las medidas radiográficas y las medidas con el instrumento en ambos grupos de estudio, HAV y control, y según los resultados del análisis estadístico realizado podríamos decir que la utilización de este nuevo instrumento de medida presentó resultados que tenían concordancia con las mediciones realizadas en radiografías.

En cuanto a las características de la muestra por grupos de estudio, encontramos diferencias significativas respecto a la edad de los participantes. Los sujetos que presentaron HAV tenían $51,83 \pm 21,69$ de media de edad, a diferencia del grupo control que tenía $22,28 \pm 3,8$ ($P = 0,000$). Como podemos observar, estos datos coinciden con los diferentes autores que mencionan que el HAV es una deformidad mayoritariamente adquirida y progresiva, cuya prevalencia aumenta con la edad¹¹⁷. Y en la edad adulta supone un gran problema de salud pública, generando una alta demanda sanitaria^{118,119}. Los estudios registran que entre el 12 y 56% de la población de 65 años está afectada, siendo entre las mujeres ancianas una de las complicaciones podológicas más frecuentes¹²⁰.

En relación al IMC, encontramos diferencias significativas ($P = 0,017$) entre el grupo HAV y el grupo control. El valor del IMC en el grupo control fue de $22,11 \pm 3,91$ (normopeso), mientras que en el grupo HAV fue de $25,19 \pm 4,9$ (sobrepeso). En cuanto a los estudios que relacionan la obesidad con el HAV en una población adulta, hemos encontrado dos artículos recientes. Dufour et al¹²¹ en 2014 describen una relación con la obesidad de acuerdo a su estudio con 3077 adultos, en el que se indica que los sujetos con IMC menor a 30 presentaron menos grados de deformidad del HAV en el 33% de los hombres y 45% de las mujeres. Por otra parte, Nguyen et al¹²² en su estudio con 600 adultos en 2010 encontraron que las mujeres que presentaron un IMC mayor a 30 tenían menos grados de deformidad de HAV, sin embargo, los hombres que presentaron un IMC entre 25 y 29 tenían mayor desarrollo de HAV en comparación con los que presentaron un IMC normal.

También, hemos encontrado opiniones contradictorias en cuanto a la relación entre la obesidad y los resultados de una osteotomía para corregir el HAV. Chen et al¹²³ en 2015, en su estudio comparativo con 49 obesos y 403 no obesos, indicaron que las complicaciones tras la cirugía de HAV fue del 14% en obesos y del 2% en no obesos. Por el contrario, Wirth et al¹²⁴ en su estudio de 2019, en el cual relacionan la obesidad con el resultado de una osteotomía correctora de HAV, mencionaron que en estos sujetos no hay resultados insatisfactorios.

Independientemente de la relación antes expuesta entre la presencia del HAV en personas con un IMC elevado, en nuestro estudio hemos encontrado que el grupo control estaba formado principalmente por jóvenes con un IMC normal, y el grupo HAV por adultos con un IMC más elevado. Pensamos que esto es debido a que existe una relación entre el envejecimiento y la obesidad, tal y como lo indican Jura y Kozak¹²⁵ en su estudio de 2016. Además, creemos que algunos factores como el sedentarismo¹²⁶ y la falta de sueño¹²⁷, más asociados a personas de edad adulta, contribuyen al incremento del IMC, tal y como lo indicaron Bullock et al¹²⁶ y Timmermans et al¹²⁷ en sus estudios de 2017.

Por otro lado, en nuestros resultados no encontramos diferencias significativas relativas al sexo entre los grupos de estudio ($P = 0,78$). Pensamos que esto se debe a que el grupo control estuvo formado mayoritariamente por mujeres ($N = 18$), teniendo un bajo número de participantes hombres ($N = 7$). En el grupo de HAV, casi todas fueron mujeres ($N = 22$), existiendo solo dos casos de esta patología presentada en hombres. Debido a esta gran diferencia, no hemos querido pasar por alto que existe una mayor prevalencia del HAV en el sexo femenino. Así, lo confirma el metaanálisis realizado por Shibuya et al⁶², en el cual, se menciona que en todos los estudios incluidos en su investigación, la proporción de mujeres en los grupos con HAV fue mayor que en los grupos control. Del mismo modo, en el estudio realizado por Dufour et al¹²¹ en 2014, que tenía como objetivo analizar las características asociadas al HAV en una población adulta ($N = 3077$), encontraron que de todos los sujetos que presentaron HAV, el 22% fueron hombres y el 44% mujeres, y los que presentaron HAV doloroso fueron el 3% hombres y el 11% mujeres.

A continuación, procedemos a la discusión de los resultados según los objetivos planteados, para lo cual hemos considerado oportuno organizarla en distintos apartados: objetivo principal nº 1: “Validar un nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio”, objetivo principal nº2: “Estudiar la fiabilidad inter e intraobservador de las medidas obtenidas por dos investigadores utilizando dicho instrumento”, objetivo secundario nº 1: “Determinar el rango normal de movimiento del primer radio en los tres planos del espacio (sagital, frontal y transversal)”, objetivo secundario nº 2: “Comparar el rango de movimiento del primer radio entre un grupo de pies normales y un grupo de pies con HAV”, objetivo secundario nº 3: “Comprobar si existe diferencia en la posición de la cabeza del primer metatarsiano entre pies con primer radio normal y pies con HAV”.

7.1. OBJETIVO PRINCIPAL Nº 1: VALIDAR UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDIDA DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO

El principal objetivo de esta investigación fue determinar la validez y fiabilidad de un nuevo instrumento de medición de la movilidad del primer radio. Los resultados obtenidos demostraron que para los participantes de este estudio, el movimiento del primer radio en dorsiflexión fue de 6,49 mm, en plantarflexión fue de 5,26 mm y el recorrido total fue de 11,75 mm en el grupo control. En cuanto a los sujetos con HAV los resultados fueron los siguientes: en dorsiflexión 7,20 mm, en plantarflexión 5,99 mm y el recorrido total fue de 13,20 mm.

Muchos métodos se han propuesto para medir la movilidad del primer radio, y uno de los más comunes es mover manualmente el primer metatarsiano en dirección dorsal y plantar con una mano, mientras que con la otra se estabilizan los metatarsianos menores. Aunque esta técnica puede usarse en un ambiente clínico sin equipamiento especial, su validez y fiabilidad es cuestionable^{62,128}. Basándose en la experiencia clínica, Root et al¹⁴ propusieron que la media de movimiento del primer radio era de 5mm de dorsiflexión y 5mm de plantarflexión en un rango de movimiento de 10 mm en el plano sagital en un pie normal. Posteriormente, se han realizado varios estudios

empleando distintos instrumentos de medida para intentar cuantificar la movilidad del primer radio, los cuales muestran distintos resultados.

Hemos seleccionado los estudios que utilizan dispositivos validados, como los diseñados por Klaue et al¹² y Glasoe et al²¹. Estos consisten en fijar el pie a un aparato que mide la movilidad dorsal del primer radio, estabilizando los metatarsianos menores, en un ambiente controlado. Ambos instrumentos aplican una fuerza hacia arriba a la cabeza del primer metatarsiano y miden el desplazamiento dorsal en milímetros, solo en el plano sagital.

Klaue et al¹², en 1994 reportaron que la dorsalflexión del primer radio en sujetos normales fue de 5,3 mm y en el grupo de HAV sintomático fue de 9,3 mm. Posteriormente, varios autores han utilizado este dispositivo obteniendo diversos resultados. Coughlin y Shurnas³² en 2003 hallaron como resultados que el movimiento en dorsalflexión del primer radio en sujetos normales fue de 5,6 mm. Grebing y Coughlin³⁴ en 2004 estudiaron el movimiento del primer radio en sujetos con HAV y pies normales. Los resultados que obtuvieron fueron que en el grupo control la dorsalflexión fue de 4,9 mm y en el grupo de HAV fue de 7,0 mm. Biz et al³⁶ en 2012 estudiaron a sujetos de 15 a 34 años que practicaban ballet y un grupo control para evaluar la hipermovilidad del primer radio. Los resultados obtenidos fueron que en el grupo de ballet la dorsalflexión fue de 8,51 mm y en el grupo control de 6,85 mm. Doty et al³⁷ en el 2014 realizaron un estudio con 39 cadáveres con el primer radio normal, HAV leve, moderado y severo, y analizaron su movilidad. Los resultados mostraron que en los cadáveres con primer radio normal, el movimiento en dorsalflexión fue de 3,6 mm, con HAV leve fue de 4 mm, HAV moderado 4,2 mm y HAV severo 4,5 mm. Singh et al³⁸ en 2016 evaluaron la movilidad dorsal de 600 pies con y sin HAV. Los resultados mostraron que en el grupo control la media del movimiento dorsal del primer radio fue de 7,2 mm y en el grupo de HAV 9,8 mm.

Glasoe et al²¹ en 1999 observaron que la media de movimiento en dorsalflexión del primer radio fue de 5,9 mm para los sujetos con HAV y 4,2 mm para el grupo control. Más adelante, otros autores han utilizado este dispositivo obteniendo los siguientes resultados. Cornwall et al³³ en 2004 encontraron que la media del movimiento de

dorsalflexión del primer radio en sujetos normales fue de 6,6 mm y posteriormente en otro estudio realizado en 2006⁸ obtuvieron 6,2 mm.

En nuestro estudio, utilizando el instrumento de medida obtuvimos 6,5 mm de dorsalflexión en los sujetos normales y 7,2 mm en los sujetos con HAV ($P = 0,040$). Comparándolos con los resultados de los autores antes mencionados, en el grupo control encontramos valores similares a excepción de Doty³⁷, quien obtuvo 3 mm menos de movimiento del primer radio y de Glasoe²¹ quien obtuvo 2 mm menos. En cuanto al movimiento de dorsalflexión en sujetos con HAV, nuestros resultados fueron iguales que el estudio de Grebing y Coughlin³⁴. Sin embargo, tanto Klaue¹² como Singh³⁸ obtuvieron dos milímetros más de movimiento. De lo contrario, Doty³⁷ obtuvo 3 milímetros menos de desplazamiento del primer radio y Glasoe²¹ 1 mm menos.

Todos los estudios, al igual que el nuestro, obtuvieron mayor cantidad de movimiento de dorsalflexión en los sujetos con HAV que en los sujetos con primeros radios normales. En base a esto, Klaue et al¹² en 1994 sugirieron una relación directa entre tener un aumento de movilidad del primer radio y desarrollar HAV. De igual forma, Faber et al¹²⁹ en 2001 identificaron un primer radio hipermóvil en 60 de los 94 pacientes a los que se les iba a realizar cirugía del HAV. En ese mismo año, Lee y Young²³ en su estudio, encontraron un primer radio hipermóvil en el 38% de los pacientes con HAV. Por otro lado, resultados de otros estudios¹³⁰⁻¹³² han revelado que el primer radio se vuelve hipermóvil por el progreso del HAV. Coughlin et al^{130,131} demostraron casi una reducción del 50% de la dorsiflexión del primer radio en cadáveres (desde 11,0 a 5,2 mm) y en pacientes (desde 7,2 a 4,5 mm) después de que los operaron de HAV. Kim et al¹³² reportaron una media similar (desde 6,8 a 3,2mm) en la movilidad metatarsal en 67 pacientes después de realizarles cirugía para la corrección del HAV. Coughlin et al^{130,131} indicaron que la realineación del primer radio con el arco longitudinal interno por sí sola reduce la movilidad del primer radio hasta niveles considerados normales porque la fascia plantar puede estabilizar mejor el metatarsiano cuando el arco y el hallux están alineados. Las conclusiones a las que llegaron estos autores fueron que el movimiento pasivo del primer radio depende de su alineación en el pie y que la aducción del primer radio como ocurre en el HAV, puede hacerlo inestable.

Expuesto esto, existen dos autores que han mencionado en sus estudios los rangos de movimiento en dorsalflexión que debe tener un primer radio para ser considerado normal. Cornwall et al⁸ en 2006 establecieron un rango de movimiento que debe estar entre los 4,5 mm y los 7,9 mm de dorsalflexión para que el primer radio sea normal. Por su parte, Glasoe et al⁴¹ en 2005 propusieron 8 mm de dorsalflexión como el valor a partir del cual se debe considerar que un primer radio tiene la dorsalflexión aumentada. Estos datos son parecidos a los que hallamos en nuestros resultados en el apartado de los árboles de decisión (tabla 12). Estos indicaron que para que un primer radio sea considerado como normal el movimiento en dorsalflexión tiene que estar entre los 5,7-6,0 mm, y si presenta la dorsalflexión aumentada, como es el caso del grupo de HAV, será de unos 7,2 - 8,1 mm.

Existe un dispositivo muy parecido al nuestro que fue creado por Lee y Young²³ y hemos descrito anteriormente. Este tiene una escala medida en milímetros y se coloca en la zona dorsal de las cabezas del primer y segundo metatarsianos para realizar la dorsalflexión y plantarflexión del primer radio con el fin de obtener el rango de movimiento en el plano sagital. Queremos destacar que de todos los dispositivos parecidos al nuestro^{22-27,42} descritos en el marco teórico, es el único que se encuentra validado. En su investigación, Kim et al⁴² realizaron dos mediciones en dos fechas distintas. Los resultados que obtuvieron en la primera medición realizada a 32 pies con HAV fueron 8,31 mm de dorsalflexión del primer radio. Posteriormente, midieron a 46 pies con HAV y los resultados que obtuvieron fueron 7,4 mm de dorsalflexión del primer radio. Al comparar estos resultados con los nuestros (7,2 mm de dorsalflexión), podemos observar que en el plano sagital los valores son similares.

Recalcamos que ninguno de estos instrumentos de medida tiene en cuenta el movimiento en el plano frontal del primer radio, ya que la forma que presentan sus diseños solo permiten el análisis del plano sagital, a diferencia del nuestro que presenta una curva en sus ramas verticales y representan el movimiento del primer radio tanto en el plano sagital como el frontal. También, nuestro dispositivo no solo mide el movimiento en dorsalflexión, sino que también permite medir el movimiento en plantarflexión. Además, nuestro instrumento es más simple, ligero, más pequeño y fácil de usar, en comparación con los otros instrumentos más complejos y sofisticados, de forma que puede ser utilizado en la actividad clínica diaria tanto por personas con más o

menos experiencia y que incluso se puede portar a otros ambientes donde se vayan a realizar exploraciones del pie como colegios, centros de mayores, hospitales, etc.

7.2. OBJETIVO PRINCIPAL N° 2: ESTUDIAR LA FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR DE LAS MEDIDAS OBTENIDAS POR DOS INVESTIGADORES UTILIZANDO DICHO INSTRUMENTO

Otro de los objetivos principales de este trabajo fue estudiar la fiabilidad inter e intraobservador. Los resultados mostraron una fiabilidad intraobservador buena para ambos examinadores. El examinador 1 obtuvo un CCI para el grupo control de 0,88 en la dorsalflexión y 0,91 en la plantarflexión, y para el grupo de HAV de 0,87 en la dorsalflexión y 0,91 en la plantarflexión. El examinador 2 tuvo un CCI para el grupo control de 0,89 en la dorsalflexión y plantarflexión, y para el grupo de HAV 0,80 en la dorsalflexión y 0,79 en la plantarflexión. Los resultados de la fiabilidad interobservador fueron igualmente buenos, con un CCI para el grupo control de 0,92 en la dorsalflexión y 0,94 en la plantarflexión, y para el grupo de HAV 0,91 en la dorsalflexión y 0,92 en la plantarflexión.

En cuanto a los estudios sobre técnicas de medición de la movilidad del primer radio, que evalúan la fiabilidad entre dos o más examinadores, hemos encontrado tres investigaciones. Glasoe et al.¹³³ en 2002 realizaron un trabajo en el que compararon la valoración manual del primer radio ejecutada por tres investigadores con las medidas obtenidas con su dispositivo de medida (férula AFO). Para ello, examinaron a 15 voluntarios que presentaban dolor de pies o tobillos. Los examinadores presentaban distintos niveles de experiencia: un cirujano de 10 años de experiencia, un fisioterapeuta con 12 años de experiencia y un fisioterapeuta con 1 año de experiencia. Realizaron las medidas en dos días distintos. El sujeto se colocó sobre una camilla en decúbito supino con el tobillo en posición neutra. El pie estaba cubierto por un calcetín. Para la valoración manual, con una mano se estabilizaron los 4 metatarsianos y con la otra se aplicó una fuerza al primer metatarsiano para valorar el desplazamiento dorsal. Se

clasificaba al primer radio como rígido, normal o hipermóvil. Por otro lado se medían los mismos sujetos con el dispositivo de Glasoe. Los resultados mostraron que la media de movimiento en dorsalflexión del primer radio, medido con el dispositivo de Glasoe fue de 5,5 mm y la fiabilidad de ambas medidas fue alta ($CCI = 0,85$). En cuanto a la comparación entre la valoración manual realizada por el cirujano y las medidas obtenidas con el dispositivo, no encontraron relación entre la habilidad del cirujano en medir la dorsalflexión del primer radio y las medidas obtenidas con el dispositivo ($r = -0,2$ $P = 0,37$). La razón por la cual explican esto es que el dispositivo de Glasoe aplica una fuerza constante de 55N, que provoca el desplazamiento de toda la columna medial, incluyendo el escafoides, a diferencia de la valoración manual, en la cual la fuerza aplicada es mucho menor. Por último, en cuanto a la fiabilidad de los examinadores, se obtuvieron los siguientes resultados: la fiabilidad intraobservador del cirujano fue buena ($K = 0,85$), a diferencia de los fisioterapeutas experto e inexperto, que fueron moderadas ($K = 0,50$ y $K = 0,55$ respectivamente). La fiabilidad interobservador, cuando se compararon los resultados de los fisioterapeutas con el cirujano, mostró valores muy bajos ($K \leq 0,16$).

Comparando estos resultados con los nuestros, los valores de fiabilidad intraobservador son similares a las medidas realizadas por el cirujano. Sin embargo, estos resultados son difíciles de comparar con los nuestros, debido a que para evaluar la fiabilidad entre los tres examinadores se basaron en la valoración manual del primer radio, siendo esta subjetiva, y no con el uso de un dispositivo.

El siguiente estudio que evalúa la fiabilidad inter e intraobservador en la medición del primer radio fue realizado por Glasoe et al⁴⁰ en 2005, en el cual utilizaron la regla de Lee y Young y compararon estas medidas con las obtenidas con su dispositivo de medida (férula AFO). Para ello, examinaron a 14 sujetos colocándolos sobre una camilla en decúbito supino con la rodilla en 20° de flexión y les colocaron una ortesis de tobillo para mantenerlo en posición neutra. El pie estaba cubierto por un calcetín. Las medidas obtenidas con la regla fueron realizadas por un cirujano de 7 años de experiencia y dos fisioterapeutas. Los tres examinadores practicaron varias veces aplicando una fuerza de 45 N. Las medidas se repitieron 10 veces y se obtuvieron en dos días distintos. Los resultados demostraron una baja fiabilidad interobservador ($CCI = 0,05$) e intraobservador ($CCI \leq -0,06$) en las medidas obtenidas por los tres

examinadores. A diferencia de la alta fiabilidad obtenida con el dispositivo de Glasoe (CCI = 0,98). Los resultados también mostraron una baja fiabilidad de las medidas obtenidas por cada examinador en comparación con las obtenidas con el dispositivo (CCI \leq 0,06). El estudio indicó que los examinadores mencionaron que la regla era difícil de manejar y de leer, y que bloqueaba el movimiento del primer radio. Puede ser por esto que con la regla obtuvieron 1,4 mm menos de movimiento que el obtenido con el dispositivo. Además, al igual que en el estudio anterior, el dispositivo de Glasoe aplica una fuerza constante de 55 N que moviliza toda la columna medial, con lo cual se puede obtener más cantidad de movimiento del primer radio a la hora de medirlo.

Al comparar los resultados con los nuestros, observamos que estos son muy bajos tanto intra como interobservador, con lo cual pensamos que el fallo puede estar en la metodología de la prueba y en el diseño de la regla. En cuanto a la exploración que se le realizó a los sujetos, pensamos que la colocación de una ortesis de tobillo más un calcetín en el pie puede limitar el movimiento normal del primer radio, y que esta situación no se asemeja a la situación real en la que se exploran a los pacientes en la clínica diaria; a diferencia de nuestro estudio, en el que hemos comprobado la fiabilidad en unas condiciones más reales. Por otra parte, el diseño de la regla puede bloquear el movimiento del primer radio debido a que las ramas de esta regla son planas; a diferencia de nuestro dispositivo, que presenta unas ramas curvas en la zona de contacto con las cabezas metatarsales menores y la cabeza del primer radio, evitando que el movimiento de este se pueda bloquear.

Por último, el tercer estudio fue realizado por Shirk¹²⁸ en 2006 y presentó como objetivo determinar la fiabilidad inter e intraobservador en cuanto a la posición y movilidad del primer radio evaluado por dos examinadores con 6 o más años de experiencia y dos con menos de 2 años de experiencia clínica. Estos evaluaron 72 pies y debían indicar la posición del primer radio: normal, dorsalflexionada y plantarflexionada, y la movilidad: hipermóvil si el movimiento en dorsalflexión era superior al de plantarflexión, e hipomóvil si el movimiento en plantarflexión era mayor al de dorsalflexión. Realizaron estas evaluaciones en dos fechas distintas. Para ello, los sujetos se colocaron en una camilla en decúbito supino con la articulación subastragalina en posición neutra. Los resultados indicaron que para la posición, la fiabilidad intra e interobservador fue de 0,03 a 0,27 para los 4 examinadores. Para la movilidad, fue de 0,02 a 0,26 para los 4

examinadores. El porcentaje de concordancia de los valores de los 4 examinadores fue menor al 58%. Las conclusiones fueron que la experiencia clínica no está asociada con tener mayor fiabilidad a la hora de medir la posición o la movilidad del primer radio. Y que esto se debería tener en cuenta a la hora de tomar decisiones de tratamiento del primer radio.

Creemos que no podemos comparar estos resultados con los nuestros debido a que en este estudio se compara la fiabilidad en la valoración manual del primer radio. Lo destacable es que este estudio demuestra que la valoración manual no es objetiva, y no se puede asociar al nivel de experiencia clínica, con lo que, se demuestra la importancia de la inclusión de un nuevo instrumento de medida del primer radio que aporte medidas cuantificables en cuanto al movimiento del primer radio.

Al igual que ha ocurrido con otros tipos de test o maniobras clínicas exploratorias, nuestra recomendación es que se lleve a cabo un pequeño entrenamiento previo a la hora de empezar a utilizar este instrumento para medir a pacientes reales. Sería necesario probar antes la colocación del instrumento en la zona dorsal de las cabezas metatarsales, de forma que no bloquee el movimiento del primer metatarsiano. La manera apropiada de colocarlo sería aquella en la que el primer metatarsiano presenta la misma movilidad que si lo moviésemos libremente sin utilizar el instrumento. Estas sencillas pautas, y un pequeño entrenamiento previo, aumentarán su fiabilidad cuando se utilice con pacientes reales en la actividad clínica diaria.

7.3. OBJETIVO SECUNDARIO N° 1: DETERMINAR EL RANGO DE MOVIMIENTO NORMAL DEL PRIMER RADIO EN LOS TRES PLANOS DEL ESPACIO

El primer objetivo secundario de esta investigación fue cuantificar el rango normal de movimiento del primer radio. Los resultados obtenidos mediante las radiografías revelaron que para los participantes de este estudio, el movimiento normal del primer radio se produjo simultáneamente en los tres planos del espacio, siendo de 8,51 mm en el plano sagital (5,19 mm de dorsalflexión y 3,32 mm de plantarflexión), 5,84 grados en

el plano frontal ($2,68^\circ$ de inversión y $3,16^\circ$ de eversión) y 4,11 mm en el plano transversal (0,64 mm de abducción durante la dorsiflexión y 4,11 mm de abducción durante la plantarflexión).

Como mencionamos anteriormente, aunque el primer radio posee un movimiento por tanto triplanar, debido a la condición de casi paralelismo con respecto al plano transversal, el movimiento en dicho plano es muy pequeño, y se considera clínicamente insignificante en condiciones normales. De esta forma, el primer radio presenta movimientos conjuntos fundamentalmente en los planos frontal y sagital, produciéndose inversión junto con la dorsiflexión y eversión junto con la plantarflexión^{13-15,45,46}.

Hemos calculado cuántos grados de desplazamiento se produce en el plano frontal por cada milímetro de desplazamiento en el plano sagital. Para ello, dividimos los grados de rotación ($5,84^\circ$) entre los milímetros de desplazamiento (8,51 mm), dando como resultado 0,69 grados de movimiento en el plano frontal por cada milímetro de desplazamiento en el plano sagital en sujetos con primer radio normal. No hemos considerado oportuno incluir el plano transversal en estas mediciones, debido a que al estar el sujeto en bipedestación, la posición del punto A (zona más distal del maléolo tibial) ha podido variar por la rotación de la tibia que acompaña a la pronación y supinación que presentaba el sujeto a la hora de medirlo, y por los movimientos añadidos en la articulación subastragalina debido a la colocación de los bloques para el test de Coleman tanto debajo del primer metatarsiano como debajo de los metatarsianos menores. Por esto, consideramos que esta técnica no ha sido la más indicada para estudiar el movimiento del primer radio en el plano transversal con la dorsiflexión y plantarflexión, y se deberán realizar más investigaciones con otras técnicas para poder cuantificar de manera fiable este movimiento.

Según nuestro conocimiento, este es el primer estudio que compara la cantidad de movimiento de inversión, eversión, aducción y abducción del primer radio cuando hace dorsiflexión y plantarflexión en sujetos con primeros radios normales y con HAV.

Solo hemos encontrado dos estudios que miden el movimiento del primer radio utilizando la unidad de longitud (mm) para el plano sagital y la medida angular (grados)

para el plano frontal, uno que realizamos en 2018 en sujetos normales⁴³, y otro encontrado en la literatura realizado en cadáveres⁴.

El estudio que hicimos previamente presenta características similares y fue realizado en sujetos con el primer radio normal, con el objetivo de cuantificar el movimiento normal del primer radio en los planos sagital y frontal, y hallar una fórmula matemática que describiera una “curva normal” del movimiento del primer radio. Esta fórmula posteriormente fue usada para diseñar el nuevo instrumento de medida. Los resultados que obtuvimos mostraron que el movimiento del primer radio fue de 12,6 mm en el plano sagital y 5,66 grados en el plano frontal⁴³. Al comparar estos resultados con los actuales, podemos observar que en el plano sagital, el movimiento total del primer radio en sujetos normales fue de 4 mm más que en nuestro estudio. Pensamos que esto puede ser debido a que, en el estudio de 2018 no consideramos como criterio de exclusión la hipermovilidad del primer radio, y que uno de los dos examinadores era distinto. Sin embargo, en el plano frontal los valores son similares. Por otro lado, determinamos que por cada milímetro de desplazamiento en el plano sagital, se produjeron 0,45 grados de movimiento en el plano frontal, siendo estos resultados similares a los nuestros.

El estudio de Kelso et al⁴ fue realizado en 1982 con 24 cadáveres. En este amputaron el hallux a la altura de la articulación metatarsofalángica e insertaron una aguja en el primer metatarsiano y colocaron un inclinómetro. Luego, aplicaron una fuerza manual hacia una posición en dorsalflexión y plantarflexión y midieron el rango de movimiento tanto en el plano sagital como en el frontal. Los resultados obtenidos fueron que el rango total de movimiento del primer radio en el plano sagital fue de 12,38 mm y en el plano frontal de 8,23 grados. Al comparar estos resultados con nuestro estudio podemos observar que tanto en el plano sagital, como en el frontal, el movimiento del primer radio fue mayor. Pensamos que esto puede ser debido a que, al amputar el hallux a la altura de la 1ª AMTF y seccionar los ligamentos colaterales medial y lateral, cápsula articular y ligamento tarsometatarsiano, pudo provocar que el primer radio presentara mayor libertad de movimiento en ambos planos, que el que se podría observar *in vivo*. Por otro lado Kelso et al⁴ determinaron que se producían 0,77° de movimiento en el plano frontal por cada milímetro de movimiento en el plano sagital, siendo estos resultados muy parecidos a los nuestros.

En la literatura consultada se ha encontrado mucha discrepancia en la forma de cuantificar el rango de movimiento del primer radio. El elevado número de articulaciones que participan en este movimiento da como resultado que sea difícil de cuantificar de manera precisa, y en ocasiones lleve a opiniones contradictorias por parte de los distintos autores. Según nuestro conocimiento, el primer autor que estudió el movimiento del primer radio fue Hicks¹³ en 1953, quien apuntó ya que el primer radio hacía movimientos de dorsiflexión-inversión y de plantarflexión-eversión, con un rango total de movimiento de 22°. Más adelante, Kelikian⁷⁶ en 1965 afirmó que la articulación cuneometatarsiana permitía 10°-15° de movimiento pasivo en el plano sagital, y que en el plano transversal era la mitad de este rango de movimiento. Ebisui¹⁵ en su estudio con cadáveres en 1968 determinó que el primer radio realizaba movimientos de dorsiflexión-inversión durante la pronación del pie y plantarflexión-eversión durante la supinación, y que estos movimientos ocurrían alrededor del eje descrito por Hicks¹³. Este hallazgo es también compartido por Sarrafian¹³⁴ y Root et al¹⁶, quienes además aseguraron que por cada grado de movimiento en el plano sagital se producían otro grado de movimiento en el plano frontal. Sin embargo, estos autores no reportaron estudios de donde se haya obtenido esa conclusión.

Las dos principales articulaciones que permiten la movilidad del primer radio son la cuneometatarsiana y la cuneoescafoidea¹. Existen distintas opiniones en base a en cuál de ellas se produce más movimiento. Ebisui¹⁵ en 1968 observó que la movilidad sagital del primer radio tenía lugar principalmente en la articulación cuneometatarsiana, y que los movimientos rotatorios se producían principalmente en la articulación cuneoescafoidea. Por el contrario, Lundberg et al¹³⁵⁻¹³⁷ en 1989 concluyeron que la mayoría de la dorsiflexión ocurría en la cuneoescafoidea, mientras que la mayoría de la inversión ocurría en la cuneometatarsiana. También, en 1989 Saffo et al¹³⁸ postularon que la primera fuente de movimiento del primer radio es la articulación cuneoescafoidea que genera el 90% de movimiento de este, y el 10% restante la cuneometatarsiana. En este mismo año Wanivenhaus y Petterklieber¹³⁹ en su estudio con 100 cadáveres observaron que en el 9% de los pies estudiados la articulación cuneometatarsiana presentaba movimientos en el plano sagital y en el 11% presentaba movimientos en el plano transversal, con lo que, concluyeron que la movilidad en esta articulación era irrelevante. En 1999 Faber et al¹⁹ indicaron que la movilidad del primer radio en el plano sagital se producía en un 57% en la articulación cuneometatarsiana, en un 35% en

la cuneoescafoidea y en un 8% en la mediotarsiana. Roling et al²⁰ en 2002 mencionaron que el movimiento del primer radio se produce en un 50% en la articulación cuneoescafoidea, en un 41% en la cuneometatarsiana y en un 9% en la astragaloescafoidea.

Existen razones anatómicas por las que parece razonable pensar que la mayor parte de la movilidad sagital del primer radio tiene lugar en la articulación cuneoescafoidea y que, por tanto, una excesiva movilidad en la cuneometatarsiana podría resultar patológica. El ligamento tarsometatarsiano plantar que une la base del primer metatarsiano y el cuneiforme medial, y la inserción del músculo tibial anterior en la zona dorso-medial de la base del primer metatarsiano y cuneiforme medial. Ambos coaptan la articulación cuneometatarsiana y la bloquean, impidiendo el excesivo movimiento del cuneiforme medial con respecto a la base del primer metatarsiano^{1,2}.

Existen autores que han estudiado la movilidad de estas articulaciones en primeros radios normales, tanto en el plano sagital como en el frontal, y sus resultados están basados en imágenes radiográficas^{7,17,18} y en investigaciones con cadáveres^{20,28,29}.

Los resultados de los autores que realizaron sus estudios con mediciones en radiografías se comentan a continuación. Fritz y Prieskorn¹⁷ en 1995 realizaron 100 radiografías laterales en carga del pie con el primer metatarsiano en máxima dorsiflexión y plantarflexión usando el test de bloque de Coleman modificado. Determinaron que el movimiento total en el plano sagital de la articulación cuneometatarsiana fue 4,4 grados. Prieskorn et al¹⁸ en 1996 realizaron 100 radiografías usando la misma metodología y encontraron que la media del movimiento total en el plano sagital de la articulación cuneometatarsiana fue 4,2 grados. King y Toolan⁷ en 2004 realizaron radiografías laterales y obtuvieron como resultados que la dorsiflexión de la articulación cuneometatarsiana fue de 0,2 grados.

En cuanto a los autores que realizaron sus investigaciones con cadáveres encontramos a Gellman et al²⁸ en 1987, que calcularon el movimiento de la primera articulación cuneometatarsiana en el plano sagital, siendo esta de 11,51 grados (5,81° de dorsiflexión y 5,70° de plantarflexión) y el total de movimiento en el plano frontal fue de 7,23 grados (3,2° de inversión y 3,6° de eversión). Ouzonian y Shereff²⁹ en 1989

encontraron que la media de movimiento de la articulación cuneometatarsiana en el plano sagital fue de 3,5 grados y en el plano frontal 1,5 grados. En la articulación cuneoescafoidea en el plano sagital fue de 5,0 grados y en el plano frontal 7,3 grados. Roling et al²⁰ en 2002 concluyeron que el movimiento sagital total de la primera articulación cuneometatarsiana fue de 6,4 grados.

Como podemos observar, los autores al estudiar el rango de movimiento del primer radio, lo hacen distinguiendo el movimiento en cada articulación de forma independiente, a diferencia de este trabajo, en el que hemos valorado el movimiento global, tomando como referencia la cabeza del primer metatarsiano, tal y como se hace en la exploración clínica de los pacientes. Queremos resaltar que las unidades de medida para evaluar el movimiento del primer radio han sido en grados, siendo esto una desventaja a la hora de querer comparar estos resultados con los nuestros, sobre todo en el plano sagital, que es el movimiento de mayor significación clínica. Los únicos dos estudios que han utilizado las mismas unidades de medida fueron el de Kelso⁴ y nuestro estudio previo⁴³, que ya hemos discutido al inicio de este apartado. Dicho esto, solo podemos comparar los obtenidos en el plano frontal. En el movimiento total, obtuvimos 5,84 grados, valor 1,5 grados menor al obtenido por Gellman et al²⁸ y Ouzonian y Shereff²⁹ en la articulación cuneoescafoidea, y cuatro grados mayor al obtenido por y Ouzonian y Shereff²⁹ en la articulación cuneometatarsiana. Con respecto a la inversión obtuvimos 2,68 grados, valor 0,5 grados menor al de Gellman et al²⁸ en la articulación cuneometatarsiana.

7.4. OBJETIVO SECUNDARIO N° 2: COMPARAR EL RANGO DE MOVIMIENTO DEL PRIMER RADIO ENTRE UN GRUPO DE PIES NORMALES Y UN GRUPO DE PIES CON HAV

Otro de los objetivos secundarios de esta investigación fue comparar el rango de movimiento del primer radio entre un grupo de pies normales y un grupo con HAV. Los resultados mediante radiografías obtenidos en el grupo de HAV fueron los siguientes: 9,83 mm en el plano sagital (7,03 mm de dorsiflexión y 2,80 mm de plantarflexión), 4,83 grados en el plano frontal (2,71° de inversión y 2,12° de eversión) y 6,69 mm en el plano transversal (1,69 mm de aducción durante la dorsiflexión y 5 mm de abducción durante la plantarflexión).

Los resultados sombreados en color verde de la tabla 8 muestran los valores que obtuvimos para el grupo control y grupo HAV en los tres planos del espacio. Como podemos observar, el único movimiento que mostró diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y HAV fue la dorsiflexión. Comparando estos resultados con los de los distintos autores, hallamos que en todos los estudios encontrados en la literatura, los sujetos con HAV presentan más dorsiflexión que los sujetos con un primer radio normal, tanto en el movimiento total como el movimiento estudiado en la articulación cuneometatarsiana.

A continuación, exponemos los resultados de estos estudios con más detalle. Estos se basan en imágenes radiológicas^{7,129}, investigaciones con cadáveres¹⁹ y los trabajos más recientes^{5,6,140,141} realizados con fluoroscopia, resonancia magnética y tomografía computarizada (en adelante TAC).

Los resultados de los autores que realizaron sus estudios con mediciones en radiografías fueron los de Faber et al¹²⁹ de 2001 quienes analizaron a 94 pies con HAV sintomático, encontrando en la articulación cuneometatarsiana un movimiento en el plano sagital de 12,9 grados para toda la muestra, 14 grados para los sujetos que presentaban hipermovilidad (N = 60) y 10,8 grados para los sujetos con movilidad normal (N = 34).

King y Toolan⁷ en 2004 realizaron radiografías laterales a sujetos con HAV y un grupo control. Los resultados obtenidos fueron que la dorsiflexión de la articulación cuneometatarsiana en los sujetos con HAV fue de 2,0 grados y en el grupo control fue de 0,2 grados.

En cuanto a los autores que realizaron sus investigaciones con cadáveres, en 1999 Faber et al¹⁹ obtuvieron como resultados que el movimiento de dorsiflexión de la articulación cuneometatarsiana fue de 2,4 grados en pies con HAV.

Los trabajos más recientes los exponemos a continuación. Martin et al¹⁴⁰ en 2012 estudiaron a 14 sujetos normales y 8 sujetos HAV y les realizaron un análisis dinámico con fluoroscopia para evaluar la movilidad y las rotaciones del primer radio en el plano sagital en el periodo de medio apoyo. Los resultados mostraron que la media del movimiento de dorsiflexión del primer radio en el grupo control fue de 5,27 grados y en los sujetos con HAV fue de 5,56 grados, sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa. Geng et al⁶ en 2015 realizaron TAC en bipedestación, en 20 pies normales y 20 pies con HAV. Obtuvieron como resultados que en la articulación cuneometatarsiana, en el grupo control, la dorsiflexión media fue de 1,18° y la inversión de 0,98° y en el grupo de HAV, la dorsiflexión media fue de 2,91° y la inversión de 2,17°. Swanson et al¹⁴¹ en 2016 realizaron resonancias magnéticas durante la fase de apoyo de la marcha a 10 sujetos con pies normales y 19 con HAV. Los resultados mostraron que la dorsiflexión del primer radio fue de 11° en el grupo control y 12° en el grupo con HAV. Kimura et al⁵ en 2017 realizaron TAC en 10 sujetos con pies normales y 10 con HAV. Obtuvieron como resultados en la articulación cuneometatarsiana, en el grupo control: 2,0° de dorsiflexión, 2,6° de inversión y 1,1° de adducción. En el grupo de HAV: 3,6° de dorsiflexión, 4,9° de inversión y 3,2° de adducción. En la cuneoescafoidea, en el grupo control: 2,5° de dorsiflexión, 1,5° de inversión y 0,7° de adducción. En el grupo con HAV: 1,6° de dorsiflexión, 0,2° de eversión y 0,2° de abducción.

Al igual que en el apartado anterior, los autores al estudiar el rango de movimiento del primer radio, lo hacen distinguiendo el movimiento en cada articulación de forma independiente, a diferencia de este trabajo, en el que hemos valorado el movimiento global, tomando como referencia la cabeza del primer metatarsiano, tal y como se hace

en la exploración clínica de los pacientes. Además, como también se ha comentado anteriormente, las unidades de medida utilizadas en los estudios fueron en grados, con lo que solo podemos comparar los resultados del plano frontal. En cuanto al movimiento parcial en un primer radio normal, en la inversión obtuvimos 2,68 grados, valor igual al de Kimura⁵ en la articulación cuneometatarsiana. En el grupo de HAV, nuestros resultados de movimiento parcial fueron 2,71° de inversión, valor dos grados menor al obtenido por Kimura⁵ y 2,12° de eversión, valor dos grados mayor al de Kimura⁵. En cuanto al movimiento total obtuvimos 4,83°, pero no podemos compararlo con ningún estudio debido a que no hemos encontrado trabajos que lo reporten.

Seguidamente exponemos 4 tablas con todos los resultados que hemos encontrado en base al movimiento parcial y total de las articulaciones cuneometatarsiana y cuneoescafoidea del primer radio en los tres planos del espacio, tanto en pies normales (Tabla 22 y Tabla 23), como en pies con HAV (Tabla 24 y Tabla 25). La aparición de los autores es en orden creciente a la fecha de publicación.

| M. parcial en pies normales | Dorsalflexión | | Inversión | | Aducción | |
|------------------------------|---------------|------|-----------|------|----------|------|
| | ACM | ACE | ACM | ACE | ACM | ACE |
| **Gellman (1987) | 5,8° | | 3,2° | | | |
| *King y Toolan (2004) | 0,2° | | | | | |
| ***Martin (2012) | 5,7° | | | | | |
| ***Geng (2015) | 1,2° | | 0,9° | | | |
| ***Swanson (2016) | 11,0° | | | | | |
| ***Kimura (2017) | 2,0° | 2,5° | 2,6° | 1,5° | 1,1° | 0,7° |
| *Távora (2018) | 6,5 mm | | 2,7° | | | |

*Estudios radiográficos **Estudios con cadáveres ***Estudios en 2D y 3D. ACM: articulación cuneometatarsiana. ACE: articulación cuneoescafoidea.

Tabla 22. Estudios que reportan el movimiento parcial del primer radio en pies normales.

| M. total en pies normales | Sagital | | Frontal | | Transverso | |
|------------------------------------|---------|------|---------|------|------------|-----|
| | ACM | ACE | ACM | ACE | ACM | ACE |
| **Kelso (1982) | 12,3 mm | | 8,2° | | | |
| **Gellman (1987) | 11,5° | | 7,2° | | | |
| **Ouzonian y Shereff (1989) | 3,5° | 5,0° | 1,5° | 7,3° | | |
| *Fritz y Prieskorn (1995) | 4,4° | | | | | |
| *Prieskorn (1996) | 4,2° | | | | | |
| ** Roling (2002) | 6,4° | | | | | |
| *Távvara (2018) | 12,6 mm | | 5,6° | | | |

*Estudios radiográficos **Estudios con cadáveres. ACM: articulación cuneometatarsiana. ACE: articulación cuneoescafoidea.

Tabla 23. Estudios que reportan el movimiento total del primer radio en pies normales.

| M. parcial en pies con HAV | Dorsalflexión | | Inv/Eve | | Add/Abd | |
|------------------------------|---------------|------|----------|----------|----------|----------|
| | ACM | ACE | ACM | ACE | ACM | ACE |
| ** Faber (1999) | 2,4° | | | | | |
| *King y Toolan (2004) | 2,0° | | | | | |
| ***Martin (2012) | 5,6° | | | | | |
| ***Geng (2015) | 2,9° | | 2,2° | | | |
| ***Swanson (2016) | 12,0° | | | | | |
| ***Kimura (2017) | 3,6° | 1,6° | 4,9° inv | 0,2° eve | 3,2° add | 0,2° abd |

*Estudios radiográficos **Estudios con cadáveres ***Estudios en 2D y 3D. ACM: articulación cuneometatarsiana. ACE: articulación cuneoescafoidea. Inv: inversión. Eve: eversión. Add: aducción. Abd: abducción.

Tabla 24. Estudios que reportan el movimiento parcial del primer radio en pies con HAV.

| M. total en pies con HAV | Sagital | | Frontal | | Transverso | |
|--------------------------|---------|-----|---------|-----|------------|-----|
| Autor | ACM | ACE | ACM | ACE | ACM | ACE |
| *Faber (2001) | 12,9° | | | | | |

*Estudios radiográficos. ACM: articulación cuneometatarsiana. ACE: articulación cuneoescafoidea.

Tabla 25. Estudio que reporta el movimiento total del primer radio en pies con HAV.

7.5. OBJETIVO SECUNDARIO N° 3: COMPROBAR SI EXISTE DIFERENCIA EN LA POSICIÓN DE LA CABEZA DEL PRIMER METATARSIANO ENTRE PIES CON PRIMER RADIO NORMAL Y PIES CON HAV

La posición neutra del primer radio, que es la posición de la cabeza del primer metatarsiano con el sujeto en bipedestación en una posición relajada al realizarle la radiografía, muestra algunas diferencias entre el grupo control y el grupo con HAV, como podemos observar en los resultados resaltados en naranja de las tablas 7 y 8. En el plano sagital, un valor más bajo implica una posición de mayor dorsalflexión (menos distancia entre el punto A o zona más distal del maléolo tibial y el punto 1 o la cresta intersesamoidea del primer metatarsiano), y viceversa. El primer radio en el grupo de pies con HAV presentó una posición más dorsalflexionada que los pies normales, sin embargo, la diferencia no fue significativa ($P = 0,060$), ya que, establecimos como máximo error tipo I asumible un 5%. En el plano frontal, en la posición inicial, un valor más bajo indica una posición más evertida (un valor más bajo del ángulo formado entre la unión del punto 1 o cresta intersesamoidea y punto 2 o tubérculo supero-medial con una línea horizontal), y viceversa. La cabeza del primer metatarsiano en el grupo con HAV presentó una posición más evertida y además fue significativa ($P = 0,005$) con respecto al grupo de pies normales. Por último, en el plano transverso, en la posición inicial, un valor positivo significa que el punto 1 fue localizado más cerca del segundo metatarsiano dentro del lado tibial de la línea vertical que parte desde el punto A, y

viceversa. Ambos grupos mostraron una posición inicial similar en el plano transversal ($P = 0,795$).

Debido a que, solo hemos encontrado diferencias significativas en el plano frontal entre ambos grupos, procedemos a la discusión de estos resultados. En cuanto al movimiento del primer radio, en la revisión de la literatura nos hemos encontrado que lo más extendido y aceptado es que la dorsiflexión se acompañe de inversión y la plantarflexión de eversión^{13-15,45,46}. Sin embargo, existen autores que defienden que durante la pronación subastragalina la dorsiflexión del primer radio genere un movimiento de eversión del mismo^{49,51,142,143}.

También, hemos encontrado estudios recientes como el de Collan et al¹⁴⁴ y Ota et al¹⁴⁵, quienes utilizaron TAC para investigar la torsión del primer radio en sujetos con HAV, y han demostrado que existe una posición de eversión de la cabeza del primer metatarsiano en los sujetos con HAV en comparación con el grupo control. En el estudio de Collan et al¹⁴⁴ de 2013 se compararon 10 mujeres con HAV bilateral y 5 con pies normales. Los resultados mostraron que en sujetos con HAV, la cabeza del primer metatarsiano tenía una tendencia a una ligera rotación en pronación (8 grados en HAV vs 2 grados en el grupo control), al igual que lo hacía la falange proximal del hallux (33 grados en HAV vs 4 grados en el grupo control). Más adelante, en 2017 Ota et al¹⁴⁵ realizaron un estudio a 27 mujeres con HAV y 12 con el primer radio normal y observaron las diferencias en la torsión de la cabeza del primer metatarsiano en ambos grupos. Los resultados fueron que la cabeza del primer metatarsiano presentó rotación y torsión en los sujetos con HAV. El ángulo de torsión en estos sujetos fue de 17,6 grados, en comparación con los 4,7 grados que presentó el grupo control ($P < 0,01$).

En nuestro estudio, también podemos observar una posición de “mayor eversión” de la cabeza del primer metatarsiano en los sujetos con HAV, con un ángulo en el plano frontal de 53,80 grados para el grupo control, y de 50,00 grados para el grupo de HAV ($P = 0,005$). Al ser un ángulo menor el del grupo con HAV, deducimos que el primer metatarsiano está más evertido. Al igual que estos autores, pensamos que este cambio morfológico puede haber ocurrido durante el crecimiento debido a una alteración en la biomecánica del pie a lo largo de la vida, y puede traducirse en una readaptación ósea del primer metatarsiano a la posición de valgo del hallux en esta deformidad.

Este hallazgo no significa que durante la dorsiflexión el primer radio realice eversión en pies con HAV, sino que la posición de torsión de la cabeza del primer metatarsiano es más evertida en pies con HAV. Tanto en este trabajo como en el previo que publicamos en 2018⁴³ se ha observado que cuando el primer metatarsiano se dorsiflexiona también invierte, y que cuando se plantarflexiona también evierte.

7.6. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En términos generales, podríamos considerar limitaciones de esta investigación las siguientes:

- En la metodología hemos utilizado imágenes bidimensionales para valorar elementos tridimensionales. Se ha intentado disminuir en lo posible el riesgo de errores relacionados con este aspecto siguiendo un protocolo radiológico estandarizado y riguroso. En investigaciones previas se ha demostrado que cuando las radiografías se realizan con el mismo protocolo, las diferencias con la realidad pueden llegar a no ser significativas, al menos en cuanto al primer segmento metatarso-digital¹⁴⁶.
- El fenómeno de amplificación de la imagen debido a la distancia entre el objeto de estudio (pie) a la película. La magnificación del primer metatarsiano se ha cuantificado anteriormente, y se ha reportado un 10,59% en radiografías laterales y un 18,97% en radiografías dorso-plantares¹⁴⁷. Esta magnificación de la imagen puede haber sido mayor en las proyecciones utilizadas en este estudio que en otras proyecciones más habituales como la dorso-plantar o la lateral. Sin embargo, la proyección antero-posterior es la única que permitió cuantificar el movimiento de traslación y de rotación en los tres planos del espacio. No obstante, no creemos que este efecto haya influido en los resultados, ya que, se comparaban tres imágenes radiográficas obtenidas en las mismas condiciones.
- El movimiento del primer radio no fue diferenciado en los distintos niveles articulares correspondientes a la columna medial del pie. En su lugar, hemos tratado de cuantificar la movilidad de la cabeza del primer metatarsiano, ya que, es clínicamente más

relevante en la evaluación manual del primer radio y es la maniobra que se realiza con más frecuencia en la actividad clínica diaria.

- El método utilizado en este estudio para cuantificar la movilidad del primer radio en el plano transversal a través de radiografías podría no haber sido el más apropiado. Pensamos esto, debido a que, la línea vertical utilizada como referencia (que cruza la parte más distal del maléolo tibial) podría variar su posición en la radiografía por la rotación de la tibia que acompaña a la pronación y supinación del pie¹⁴⁸⁻¹⁵⁰ y por la colocación de los bloques para el test de Coleman, variando su posición medial-lateral pero no en sentido dorsal-plantar. En futuras investigaciones será necesario cuantificar la movilidad del primer radio en el plano transversal cuando este realice dorsiflexión y plantarflexión.

- Solo se han incluido primeros radios normales y con HAV, por lo que, los resultados pueden variar con otras patologías (por ejemplo: HR, primer radio plantarflexionado, etc).

7.7. APLICACIÓN PRÁCTICA DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO

Conforme con los resultados de este estudio, se ha demostrado que el nuevo instrumento de medida del primer radio es válido y fiable, y gracias a sus características como su sencillez, ligereza, tamaño, y facilidad de uso, permite que sea utilizado en la práctica clínica diaria. Además, refleja el movimiento en ambos planos del primer radio. Recientemente se ha descrito una fórmula matemática que describe una “curva normal” del movimiento del primer radio⁴³. Esta fórmula se usó para diseñar el nuevo instrumento de medida de la movilidad del primer radio.

Indiscutiblemente, los pacientes pueden tener diferentes valores de movilidad del primer radio en cada plano, y sería demasiado complicado usar un instrumento de medida personalizado. Es por eso, que es necesario establecer una base para continuar

investigando y aumentando el conocimiento sobre el rango de movimiento del primer radio.

En nuestra opinión, la movilidad del primer radio debe cuantificarse de forma rutinaria en la práctica clínica a través de maniobras que pueden ser usadas fácilmente en un entorno clínico sin ningún equipo sofisticado, sino con las características del instrumento que hemos presentado en este estudio.

La medición de la movilidad del primer radio puede, por ejemplo, ayudar a los clínicos a cuantificar el grosor de algunos elementos para las ortosis del pie, elegir entre las diferentes técnicas quirúrgicas de deformidades del primer radio en función de su movilidad, valorar la movilidad del primer radio antes y después de una cirugía para comprobar si se ha conseguido reducir la inestabilidad, etc.

7.8. PROSPECTIVA DE FUTURO

En futuras investigaciones se debería equilibrar la muestra en cuanto a la edad y aumentar el número de personas jóvenes en el grupo de HAV para poder comparar el movimiento del primer radio en los distintos rangos de edades que presentan esta patología.

Del mismo modo, en cuanto al sexo, ampliar el número de muestra masculina, porque, aunque existe una mayor prevalencia del HAV en el sexo femenino, creemos que sería interesante comparar el movimiento del primer radio entre hombres y mujeres con HAV.

A su vez, incluir todas las categorías de IMC en sujetos con HAV, debido a que existe controversia en cuanto a la relación de la obesidad y la presencia de esta deformidad.

También, sería oportuno incluir a sujetos con otras patologías, como por ejemplo: HL, HR o primer radio plantarflexionado, para estudiar el desplazamiento del primer radio en los tres planos del espacio en estas condiciones.

Además, consideramos que el movimiento en el plano transversal se debe estudiar con otras técnicas de medición, ya que, de la forma en la que lo hemos medido al estar el sujeto en bipedestación, la posición del punto A (zona más distal del maléolo tibial) puede verse influenciada por la rotación de la tibia o por la posición en la que se encuentre el pie (más o menos pronado).

Para finalizar, comentar que dado a que se ha demostrado que el instrumento es fiable y válido, se podría utilizar para medir a gran escala la movilidad del primer radio y así, determinar cuáles son los valores normales de movilidad y cuáles son los valores que se asocian con patologías frecuentes del pie en una muestra de mayor tamaño que la incluida en este estudio.

Por último, queremos mencionar que este instrumento, patentado en España, ha sido comercializado por una importante empresa distribuidora de material podológico, Fresco Podología SL. Esto permitirá su adquisición a cualquier profesional o investigador que quiera utilizarlo para futuros estudios.

8. CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Las conclusiones que se pueden derivar de los resultados del presente estudio son las siguientes:

1. Los resultados del análisis estadístico sugieren que el nuevo instrumento de medida presenta una buena validez, ya que, clasificó correctamente al 96% de los participantes y proporcionó una buena concordancia con las medidas radiográficas.
2. Existe una buena fiabilidad intra e interobservador a la hora de utilizar el nuevo instrumento en los investigadores que tomaron las medidas en este estudio, independientemente de su experiencia clínica.
3. En las medidas radiográficas realizadas en este estudio, el rango normal de movimiento del primer radio fue de 8,50 mm en el plano sagital, 5,84° en el plano frontal y 4,79 mm en el plano transverso. Además, por cada milímetro de desplazamiento en el plano sagital, el primer radio realizó una rotación de 0,69 grados en el plano frontal.
4. El rango total de movimiento hallado con el instrumento de medida en los participantes sin HAV incluidos en este estudio fue de 10,51-11,60 mm, y en los participantes con HAV fue de 12,84-14,65 mm. El movimiento en dorsalflexión presentó diferencias estadísticamente significativas (6,5 mm control vs 7,2 mm HAV. $P = 0,040$).
5. La cabeza del primer metatarsiano mostró una posición más evertida en los pies con HAV (50,0 grados) que en pies normales (53,8 grados) $P = 0,005$, lo cual podría significar la producción de una adaptación funcional ósea de la cabeza del primer metatarsiano a la posición del valgo del hallux en la deformidad del HAV.

9. BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

1. **Munuera PV.** El primer radio. Biomecánica y Ortopodología. 2^a edición. Santander: Exa Editores SL; 2009.
2. **Johnson CH, Christensen JC.** Biomechanics of the first ray. Part I. The effects of peroneus longus function: a three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg.* 1999;38(5):313–21.
3. **Roukis TS, Landsman AS.** Hypermobility of the first ray: a critical review of the literature. *J Foot Ankle Surg.* 2003;42(6):377–90.
4. **Kelso S, Richie D, Cohen I, Weed J, Root M.** Direction and range of motion of the first ray. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1982;72(12):600–5.
5. **Kimura T, Kubota M, Taguchi T, Suzuki N, Hattori A, Marumo K.** Evaluation of first-ray mobility in patients with hallux valgus using weight-bearing CT and a 3-D analysis system. *J Bone Joint Surg.* 2017;99(3):247–55.
6. **Geng X, Wang C, Ma X, Wang X, Huang J, Zhang C, et al.** Mobility of the first metatarsal-cuneiform joint in patients with and without hallux valgus: in vivo three-dimensional analysis using computerized tomography scan. *J Orthop Surg Res.* 2015;10(1):140.
7. **King D, Toolan B.** Associated deformities and hypermobility in hallux valgus: an investigation with weightbearing radiographs. *Foot Ankle Int.* 2004;25(4):251–5.
8. **Cornwall MW, McPoil TG, Fishco WD, O'Donnell D, Hunt L, Lane C.** The influence of first ray mobility on forefoot plantar pressure and hindfoot kinematics during walking. *Foot Ankle Int.* 2006;27(7):539–47.
9. **Glasoe WM, Allen M, Saltzman C.** First ray dorsal mobility in relation to hallux valgus deformity and first intermetatarsal angle. *Foot Ankle Int.* 2001;22(2):98–101.

10. **Dananberg HJ.** Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part I. Functional hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(8):433–41.
11. **Dananberg HJ.** Sagittal plane biomechanics. American Diabetes Association. *J Am Pod Med Assoc.* 2000;90(1):47–50.
12. **Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC.** Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int.* 1994;15(1):9–13.
13. **Hicks JH.** The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat.* 1953;87(4):345–57.
14. **Root M, Orien W, Weed J.** Normal and abnormal function of the foot, vol 2. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
15. **Ebisui J.** The first ray axis and the first metatarsophalangeal joint: an anatomical and pathomechanical study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1968;58(4):160–8.
16. **Root M, Orien W, Weed J, Hughes R.** Biomechanical Examination of the Foot, vol 1. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1971.
17. **Fritz GR, Prieskorn D.** First metatarsocuneiform motion: a radiographic and statistical analysis. *Foot Ankle Int.* 1995;16(3):117–23.
18. **Prieskorn DW, Mann RA, Fritz G.** Radiographic assessment of the second metatarsal: measure of first ray hypermobility. *Foot Ankle Int.* 1996;17(6):331–3.
19. **Faber FW, Kleinrensink GJ, Verhoog MW, Vijn AH, Snijders CJ, Mulder PG, et al.** Mobility of the first tarsometatarsal joint in relation to hallux valgus deformity: anatomical and biomechanical aspects. *Foot Ankle Int.* 1999;20(10):651–6.
20. **Roling BA, Christensen JC, Johnson CH.** Biomechanics of the first ray. Part IV: the effect of selected medial column arthrodeses. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg.* 2002;41(5):278–85.
21. **Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL.** Measuring first ray mobility with a new device. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(1):122–4.

22. **Wallace W, Kilmartin T.** Predicting hallux abducto valgus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1990;80(9):509–10.
23. **Lee KT, Young K.** Measurement of first-ray mobility in normal vs. hallux valgus patients. *Foot Ankle Int.* 2001;22(12):960–4.
24. **Samimi R, Green D, Malay D.** Evaluation of first metatarsophalangeal range of motion pre and post bunion surgery: a clinical and radiographic correlation with stress lateral dorsiflexion views; a retrospective approach. [Internet]. 2009 [cited 2017 Aug 20]. p. 97–114. Available from: http://www.podiatryinstitute.com/pdfs/Update_2009/2009_16.pdf
25. **Samimi R, Green D, Green R, Agan D.** Evaluation of first metatarsophalangeal range of motion pre and post bunion surgery: a clinical and radiographic correlation with stress lateral dorsiflexion views. [Internet]. 2010 [cited 2018 Jan 28]. p.178–91. Available from: http://www.podiatryinstitute.com/pdfs/Update_2010/2010_33.pdf
26. **Greisberg J, Prince D, Sperber L.** First ray mobility increase in patients with metatarsalgia. *Foot Ankle Int.* 2010;31(11):954–8.
27. **Greisberg J, Sperber L, Prince D.** Mobility of the first ray in various foot disorders. *Foot Ankle Int.* 2012;33(1):44–9.
28. **Gellman H, Lenihan M, Halikis N, Botte MJ, Giordani M, Perry J.** Selective tarsal arthrodesis: an in vitro analysis of the effect on foot motion. *Foot Ankle Int.* 1987;8(3):127–33.
29. **Ouzounian TJ, Shereff MJ.** In vitro determination of midfoot motion. *Foot Ankle.* 1989;10(3):140–6.
30. **Morton D.** Hypermobility of the first metatarsal bone: The interlinking factor between metatarsalgia and longitudinal arch strains. *J Bone Joint Surg.* 1928;10(2):187–96.
31. **Glasoe WM, Michaud TC.** Measurement of dorsal first ray mobility: a topical historical review and commentary. *Foot Ankle Int.* 2019;40(5):603–10.

32. **Coughlin MJ, Shurnas PS.** Hallux valgus in men. Part II: first ray mobility after bunionectomy and factors associated with hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int.* 2003;24(1):73–8.
33. **Cornwall MW, Fishco WD, McPoil TG, Lane CR, O'Donnell D, Hunt L.** Reliability and validity of clinically assessing first-ray mobility of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(5):470–6.
34. **Grebing BR, Coughlin MJ.** The effect of ankle position on the exam for first ray mobility. *Foot Ankle Int.* 2004;25(7):467–75.
35. **Jones CP, Coughlin MJ, Pierce-Villadot R, Golano P, Kennedy MP, Shurnas PS, et al.** The validity and reliability of the Klaue device. *Foot Ankle Int.* 2005;26(11):951–6.
36. **Biz C, Favero L, Stecco C, Aldegheri R.** Hypermobility of the first ray in ballet dancer. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2012;2(4):282–8.
37. **Doty JF, Coughlin MJ, Hirose C, Stevens F, Schutt S, Kennedy M, et al.** First metatarsocuneiform joint mobility: radiographic, anatomic, and clinical characteristics of the articular surface. *Foot Ankle Int.* 2014;35(5):504–11.
38. **Singh D, Biz C, Corradin M, Favero L.** Comparison of dorsal and dorsomedial displacement in evaluation of first ray hypermobility in feet with and without hallux valgus. *Foot Ankle Surg.* 2016;22(2):120–4.
39. **Glasoe WM, Yack H, Saltzman C.** The reliability and validity of a first ray measurement device. *Foot Ankle Int.* 2000;21(3):240–6.
40. **Glasoe WM, Getsoian S, Myers M, Komnick M, Kolkebeck D, Oswald W, et al.** Criterion-related validity of a clinical measure of dorsal first ray mobility. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(9):589–93.
41. **Glasoe WM, Grebing BR, Beck S, Coughlin MJ, Saltzman CL.** A comparison of device measures of dorsal first ray mobility. *Foot Ankle Int.* 2005;26(11):957–61.

42. **Kim JY, Keun Hwang S, Tai Lee K, Won Young K, Seon Jung J.** A simpler device for measuring the mobility of the first ray of the foot. *Foot Ankle Int.* 2008;29(2):213–8.
43. **Távora-Vidalón SP, Monge-Vera MÁ, Lafuente-Sotillos G, Domínguez-Maldonado G, Munuera-Martínez PV.** Static range of motion of the first metatarsal in the sagittal and frontal planes. *J Clin Med.* 2018;7(11):456.
44. **Glasoe WM.** Treatment of Progressive First Metatarsophalangeal Hallux Valgus Deformity: A Biomechanically Based Muscle-Strengthening Approach. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2016;46(7):596–605.
45. **Glasoe WM, Nuckley DJ, Ludewig PM.** Hallux valgus and the first metatarsal arch segment: a theoretical biomechanical perspective. *Phys Ther.* 2010;90(1):110–20.
46. **Glasoe WM, Yack H, Saltzman C.** Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther.* 1999;79(9):854–9.
47. **Khaw FM, Mak P, Johnson GR, Briggs PJ.** Distal ligamentous restraints of the first metatarsal. An in vitro biomechanical study. *Clin Biomech.* 2005;20(6):653–8.
48. **Wolf P, Stacoff A, Liu A, Nester C, Arndt A, Lundberg A, et al.** Functional units of the human foot. *Gait Posture.* 2008;28(3):434–41.
49. **D’Amico J, Schuster R.** Motion of the first ray: clarification through investigation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1979;69(1):17–23.
50. **Glasoe WM, Pena FA, Phadke V, Ludewig PM.** Arch height and first metatarsal joint axis orientation as related variables in foot structure and function. *Foot Ankle Int.* 2008;29(6):647–55.
51. **Oldenbrook L, Smith C.** Metatarsal head motion secondary to rearfoot pronation and supination: an anatomical investigation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1979;69(1):24–8.

52. **Nester CJ, Liu AM, Ward E, Howard D, Cocheba J, Derrick T, et al.** In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *J Biomech.* 2007;40(9):1927–37.
53. **Allen MK, Cuddeford TJ, Glasoe WM, DeKam LM, Lee PJ, Wagner KJ, et al.** Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. *Foot Ankle Int.* 2004;25(6):391–6.
54. **Cornwall MW, McPoil TG.** Motion of the calcaneus, navicular, and first metatarsal during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(2):67–76.
55. **Glasoe WM, Phadke V, Pena FA, Nuckley DJ, Ludewig PM.** An image-based gait simulation study of tarsal kinematics in women with hallux valgus. *Phys Ther.* 2013;93(11):1551–62.
56. **Glasoe WM, Jensen DD, Kampa BB, Karg LK, Krych AR, Pena FA, et al.** First ray kinematics in women with rheumatoid arthritis and bunion deformity: A gait simulation imaging study. *Arthritis Care Res.* 2014;66(6):837–43.
57. **Glasoe WM, Wolff K, Wicks A, Shaw A, Smith J.** Prediction of the First Ray Axis from Clinical Measurements: Implications for the Treatment of Bunions. *Clin Res Foot Ankle.* 2014;02(03):1–8.
58. **Moreno de la Fuente JL.** *Podología General y Biomecánica.* 2ª edición. Barcelona: Elsevier Masson; 2009.
59. **Maestro M, Besse J, Leemrijse T.** Biomecánica del gran artejo o hallux. *EMC - Podol.* 2008;10(4):1–9.
60. **Wong DW, Zhang M, Yu J, Leung AK.** An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2014;36(11):1388–93.
61. **Rush SM, Christensen JC, Johnson CH.** Biomechanics of the first ray. Part II: Metatarsus primus varus as a cause of hypermobility. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg.* 2000;39(2):68–77.

62. **Shibuya N, Roukis TS, Jupiter DC.** Mobility of the first ray in patients with or without hallux valgus deformity: Systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Surg.* 2017;56(5):1070–5.
63. **Rueda M.** Introducción a la biomecánica del pie (VI). *Apunt Med l'Esport.* 2005;146:37–41.
64. **Rico R.** Biomecánica del Primer Radio . Deformidad en flexión plantar . Caso clínico. *Rev Int Ciencias Podol.* 2008;3(1):53–66.
65. **Bierman RA, Christensen JC, Johnson CH.** Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of ligidus arthrodesis on peroneus longus function: A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg.* 2001;40(3):125–31.
66. **Payne C, Chuter V, Hons B, Miller K.** Sensitivity and specificity of the functional hallux limitus test to predict foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(5):4–6.
67. **Buell T, Green D, Risser J.** Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1988;78(9):439–48.
68. **Bojsen-Møller F, Lamoreux L.** Significance of free-dorsiflexion of the toes in walking. *Acta Orthop Scand.* 1979;50(4):471–9.
69. **Páez-Tudela A, Arias-Martín I, Munuera PV.** ¿Cuánta extensión realiza el hallux sin plantarflexión del primer radio en pies normales? *Rev Esp Podol.* 2015;26(1):22–7.
70. **Lambrinudi C.** Metatarsus primus elevatus. *Proc R Soc Med.* 1938 Sep;31(11):1273.
71. **Kirby KA.** Foot and lower extremity biomechanics: a ten year collection of Precision Intricast newsletters. Payson, AZ: Precision Intricast; 1997.
72. **Alcorisa O, Prats B, Vázquez F, Verdager J, Vergés C, Vila R.** Alteraciones del primer radio en el plano sagital. Tratamiento ortopodológico. *Rev Esp Podol.* 2004;15(5):240–3.

73. **Johnson CH, Christensen JC.** Biomechanics of the first ray Part V: The effect of equinus deformity. A 3-Dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg.* 2005;44(1):114–20.
74. **Michaud T.** Foot orthoses and others forms of conservative foot care. Massachusetts: Williams and Wilkins; 1996. 27–56 p.
75. **Heuter C.** Klinik der Gelenkrankheiten mit Einschuluss der Orthopadie. Leipzig: FCW Vogel, 1871. Heuter C Op. cit. In: **Giannestras NJ.** Trastornos del pie. Tratamiento médico y quirúrgico. Barcelona: Salvat Editores; 1983 p 345.
76. **Kelikian H.** Hallux Valgus, allied deformities of the forefoot and metatarsalgia. Philadelphia: WB Saunders; 1965.
77. **Mercado O.** Atlas de Cirugía del Pie, vol I. Cirugía del Antepié. Madrid: Federación Española de Podólogos; 1995. 185–273 p.
78. **Hanft J, Mason E, Landsman A, Kashuk K.** A new radiographic classification for hallux limitus. *J Foot Ankle Surg.* 1993;32(4):397–404.
79. **Garrow A, Papageorgiou A, Silman A, Thomas E, Jayson M, Macfarlane G.** The Grading of Hallux Valgus. The Manchester Scale. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91(2):74–8.
80. **Menz H, Munteanu S.** Radiographic validation of the Manchester Scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology.* 2005;44(8):1061–6.
81. **Chopra S, Moerenhout K, Crevoisier X.** Characterization of gait in female patients with moderate to severe hallux valgus deformity. *Clin Biomech.* 2015;30(6):629–35.
82. **Watanabe K, Ikeda Y, Suzuki D, Teramoto A, Kobayashi T.** Three-dimensional analysis of tarsal bone response to axial loading in patients with hallux valgus and normal feet. *Clin Biomech.* 2017;42:65–9.
83. **Munuera PV, Domínguez G, Castillo JM, Gordillo L.** La forma de la cabeza del primer metatarsiano en el hallux limitus y el hallux abductus valgus. *Rev Esp Podol.* 2007;18(2):65–70.

84. **Michelson JD, Janowski JW, Charlson MD.** Quantitative relationship of first metatarsophalangeal head morphology to hallux rigidus and hallux valgus. *Foot Ankle Surg.* 2018;24(5):435–9.
85. **Munuera PV, Polo J, Rebollo J.** Length of the first metatarsal and hallux in hallux valgus in initial stage. *Int Orthop.* 2008;32(4):489–95.
86. **Mahillo R, Munuera PV, González S, Ramos J.** Estudio comparativo de distintas técnicas radiográficas en el pie. *Podol clínica.* 2008;9(3):68–73.
87. **Real Decreto 1132/1990,** de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. *BOE n° 224* (Septiembre 1990).
88. **Christman R, Ly P.** Radiographic anatomy of the first metatarsal. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1990;80(4):177–203.
89. **Gamble F, Yale I.** *Clinical foot roentgenology.* New York: R. E. Krieger Publishing Company; 1975. 171–187 p.
90. **Gould N.** Graphing the adult foot and ankle. *Foot Ankle.* 1982;2(4):213.
91. **Perlman P, Dubois P, Siskind V.** Validating the process of taking lateral foot x-rays. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(7):317.
92. **Kaschak TJ, Laine W.** Surgical radiology. *Clin Podiatr Med Surg.* 1988;5(4):797–829.
93. **Laporta G, Melillo T, Olinsky D.** X-ray evaluation of hallux abducto valgus deformity. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1974;64(8):544–66.
94. **Bryant JA.** A comparison of radiographic foot measurements taken in two different positions. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91(5):234–9.
95. **Calvo de Cos A.** Estudio de casos y controles para la evaluación de la asociación de parámetros morfológicos del pie y la presencia de hallux rigidus [tesis doctoral]. Tarragona: Universidad Rovira i Virgili; 2005.

96. **Montagne J, Chevrot A, Galmiche J.** Atlas de radiología del pie. Barcelona: Masson; 1984.
97. **Berquist T.** Radiología de pie y tobillo. Madrid: Marbán; 2002.
98. **Chevrot A.** Diagnóstico por imagen de las afecciones del pie. Barcelona: Masson; 2000.
99. **Ogalla J, Zalacaín A.** Técnicas radiológicas en Podología. Rev Esp Podol. 1991;2(5):229–37.
100. **Barrio Jiménez A.** Estudio en axial de las cabezas metatarsales y huesos sesamoideos en la metatarsalgia. Imagen Diagnostica. 2011;2(2):59–62.
101. **Myerson M, Allon S, McGarvey W.** Metatarsocuneiform arthrodesis for management of hallux valgus and metatarsus primus varus. Foot Ankle Int. 1992;13(3):107–15.
102. **Polokoff M.** Orthodigita: removable felt and silicone appliances for conservative treatment of hypermobility of the first segment. J Am Podiatr Med Assoc. 1974 Sep;64(9):721–9.
103. **Bednarz PA, Manoli A.** Modified Lapidus procedure for the treatment of hypermobile hallux valgus. Foot Ankle Int. 2000;21(10):816–21.
104. **McInnes BD, Bouché RT.** Critical evaluation of the modified Lapidus procedure. J Foot Ankle Surg. 2001;40(2):71–90.
105. **Voellmicke KV, Deland JT.** Manual examination technique to assess dorsal instability of the first ray. Foot Ankle Int. 2002;23(11):1040–1.
106. **Rogers M, Cavanagh P.** A device for the measurement of first ray mobility. Proceedings of the North American Congress on Biomechanics, Montreal, Canada, August 25-27. 1986;2005–6.
107. **Birke JA, Franks BD, Foto JG.** First ray joint limitation, pressure, and ulceration of the first metatarsal head in diabetes mellitus. Foot Ankle Int. 1995;16(5):277–84.

108. **Glasoe WM, Allen MK, Yack HJ.** Measurement of dorsal mobility in the first ray: elimination of fat pad compression as a variable. *Foot Ankle Int.* 1998;19(8):542–6.
109. **Hernández-Sampieri R.** Metodología de la investigación. 6ª edición. Mexico DF: Mc Graw Hill; 2013.
110. **Argimón J, Jiménez J.** Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 4ª Edición. Barcelona: Elsevier; 2013.
111. **Kirby K.** Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):30–4.
112. **Sánchez-Angulo CI.** Manual de Protección Radiológica de las Instalaciones Radiactivas y Radiológicas de la Universidad de Sevilla. Revisión 3 - Julio 2016.
113. **Munuera PV.** Factores morfológicos en la etiología del hallux limitus y el hallux abductus valgus [tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2006.
114. **Domínguez G.** Estudio de la protrusión metatarsal en el adulto criterios de normalidad [tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2006.
115. **Ramos-Ortega J.** Determinación de la cala en base a los parámetros del miembro inferior del ciclista [tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2009.
116. **Pérez-López C.** Técnicas de segmentación. Conceptos, herramientas y aplicaciones. 1ª edición. Madrid: Gaceta Grupo Editorial; 2011.
117. **Vanore J V, Christensen JC, Kravitz SR, Schuberth JM, Thomas JL, Weil LS, et al.** Diagnosis and treatment of first metatarsophalangeal joint disorders. Section 1: Hallux valgus. *J Foot Ankle Surg.* 2003;42(3):112–23.
118. **Dawson J, Thorogood M, Marks SA, Juszczak E, Dodd C, Lavis G, et al.** The prevalence of foot problems in older women: A cause for concern. *J Public Health Med.* 2002;24(2):77–84.

119. **Dunn JE, Link CL, Felson DT, Crincoli MG, Keysor JJ, McKinlay JB.** Prevalence of Foot and Ankle Conditions in a Multiethnic Community Sample of Older Adults. *Am J Epidemiol.* 2004;159(5):491–8.
120. **Palomo IC.** Prevalencia del hallux abductus valgus en las mujeres de edad fértil [tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2007.
121. **Dufour AB, Casey VA, Golightly YM, Hannan MT.** Characteristics associated with hallux valgus in a population-based study of older adults: The Framingham Foot Study. *Arthritis Care Res.* 2014;66(12):1880–6.
122. **Nguyen USDT, Hillstrom HJ, Li W, Dufour AB, Kiel DP, Procter-Gray E, et al.** Factors associated with hallux valgus in a population-based study of older women and men: the MOBILIZE Boston Study. *Osteoarthr Cartil.* 2010;18(1):41–6.
123. **Chen JY, Lee MJH, Rikhsraj K, Parmar S, Chong HC, Yew AKS, et al.** Effect of obesity on outcome of hallux valgus surgery. *Foot Ankle Int.* 2015;36(9):1078–83.
124. **Wirth SH, Renner N, Niehaus R, Farei-Campagna J, Deggeller M, Scheurer F, et al.** The influence of obesity and gender on outcome after reversed L-shaped osteotomy for hallux valgus. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):1–6.
125. **Jura M, Kozak LP.** Obesity and related consequences to ageing. *Age (Omaha).* 2016;38(1):23.
126. **Bullock VE, Griffiths P, Sherar LB, Clemes SA.** Sitting time and obesity in a sample of adults from Europe and the USA. *Ann Hum Biol.* 2017;44(3):230–6.
127. **Timmermans M, Mackenbach JD, Charreire H, Bárdos H, Compernelle S, De Bourdeaudhuij I, et al.** Exploring the mediating role of energy balance-related behaviours in the association between sleep duration and obesity in European adults. The SPOTLIGHT project. *Prev Med.* 2017;100:25–32.

128. **Shirk C, Sandrey MA, Erickson M.** Reliability of first ray position and mobility measurements in experienced and inexperienced examiners. *J Athl Train.* 2006;41(1):93–9.
129. **Faber FW, Kleinrensink GJ, Mulder PG, Verhaar JA.** Mobility of the first tarsometatarsal joint in hallux valgus patients: a radiographic analysis. *Foot Ankle Int.* 2001;22(12):965–9.
130. **Coughlin MJ, Jones CP.** Hallux valgus and first ray mobility: a prospective study. *J Bone Joint Surg.* 2007;89(9):1887.
131. **Coughlin MJ, Jones CP, Viladot R, Glanó P, Grebing BR, Kennedy MJ, et al.** Hallux valgus and first ray mobility: a cadaveric study. *Foot Ankle Int.* 2004;25(8):537–44.
132. **Kim J-Y, Sic Park J, Hwang SK, Young KW, Sung IH.** Mobility changes of the first ray after hallux valgus surgery: clinical results after proximal metatarsal Chevron osteotomy and distal soft tissue procedure. *Foot Ankle Int.* 2008;29(5):468.2-472.
133. **Glasoe WM, Allen MK, Saltzman CL, Ludewig PM, Sublett SH.** Comparison of two methods used to assess first-ray mobility. *Foot Ankle Int.* 2002;23(3):248–52.
134. **Sarrafian SK.** Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot Ankle.* 1987;8(1):4–18.
135. **Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Selvik G.** Kinematics of the ankle/foot complex--Part 3: Influence of leg rotation. *Foot Ankle.* 1989;9(6):304–9.
136. **Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G.** Kinematics of the ankle/foot complex--Part 2: Pronation and supination. *Foot Ankle.* 1989;9(5):248–53.
137. **Lundberg A, Goldie I, Kalin B, Selvik G.** Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle.* 1989;9(4):194–200.

138. **Saffo G, Wooster MF, Stevens M, Desnoyers R, Catanzariti AR.** First metatarsocuneiform joint arthrodesis: a five-year retrospective analysis. *J Foot Surg.* 1989;28(5):459–65.
139. **Wanivenhaus A, Pretterklieber M.** First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study. *Foot Ankle.* 1989;9(4):153–7.
140. **Martin H, Bahlke U, Dietze A, Zschorlich V, Schmitz K-P, Mittlmeier T.** Investigation of first ray mobility during gait by kinematic fluoroscopic imaging—a novel method. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13(1):14.
141. **Swanson JE, Stoltman MG, Oyen CR, Mohrbacher JA, Orandi A, Olson JM, et al.** Comparison of 2D-3D measurements of hallux and first ray sagittal motion in patients with and without hallux valgus. *Foot Ankle Int.* 2016;37(2):227–32.
142. **Dayton P, Kauwe M, DiDomenico L, Feilmeier M, Reimer R.** Quantitative analysis of the degree of frontal rotation required to anatomically align the first metatarsal phalangeal joint during modified tarsal-metatarsal arthrodesis without capsular balancing. *J Foot Ankle Surg.* 2016;55(2):220–5.
143. **Grode S, McCarthy D.** The anatomical implications of hallux abducto valgus: a cryomicrotomy study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1980;70(11):539–51.
144. **Collan L, Kankare JA, Mattila K.** The biomechanics of the first metatarsal bone in hallux valgus: a preliminary study utilizing a weight bearing extremity CT. *Foot Ankle Surg.* 2013;19(3):155–61.
145. **Ota T, Nagura T, Kitashiro M, Ogihara N, Takeshima K.** Etiological factors in hallux valgus, a three-dimensional analysis of the first metatarsal. *J Foot Ankle Res.* 2017;10(43).
146. **Davitt J, Kadel N, Sangeorzan B, Hansen S, Holt S, Donaldson-Fletcher E.** An association between functional second metatarsal length and midfoot arthrosis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(4):795–800.

147. **Camasta C, Pontious J, Boyd R.** Quantifying magnification in pedal radiographs. *J Am Pod Med Assoc.* 1991;81(10):545–8.
148. **Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P.** Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. *Stud Health Technol Inform.* 2008;140:231–9.
149. **Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N.** Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci.* 2011;30(3):566–73.
150. **Khamis S, Yizhar Z.** Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 2007;25(1):127–34.

10. ANEXOS

10. ANEXOS

ANEXO I. Formulario de consentimiento informado

INFORMACIÓN A LOS SUJETOS DE ESTUDIO

ESTUDIO: VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO

Este documento sirve para que usted de su consentimiento para participar en este estudio científico. Puede retirar su consentimiento cuando lo desee. Firmarlo no le obliga a hacerse la exploración. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad de la atención recibida. Antes de firmar es importante que lea despacio la información siguiente.

EN QUÉ CONSISTE:

La exploración consiste en realizar una medición de los movimientos del 1º radio en camilla y en bipedestación, y se realizarán 3 radiografías de uno de los dos pies en carga. El objetivo principal del estudio es evaluar la validez y fiabilidad de un nuevo instrumento de medición de la movilidad del primer radio. El tiempo que pueden durar las pruebas, en condiciones normales, será de 15 minutos aproximadamente.

CONSIDERACIONES:

Aunque es una prueba que no conlleva riesgos, se debe tener en cuenta lo siguiente:

- Si a usted le han realizado múltiples radiografías a lo largo de su vida debe avisarnoslo, ya que el efecto de este tipo de radiación es acumulativo y podría ser perjudicial para su salud. No obstante, sepa que se le aplicarán todas las medidas de seguridad que estén en nuestra mano, como utilizar el colimador y el delantal plomado.
- Si existe la posibilidad de que esté embarazada, NO se someta a esta prueba, ya que este tipo de radiación podría dañar a su futuro hijo.

ASPECTOS QUE DEBE CONOCER:

- El estudio se llevará a cabo por personas tituladas en Podología, y por tanto conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.
 - Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.
 - Los resultados obtenidos podrán ser divulgados a la comunidad científica.
- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO: VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO

DECLARACIONES Y FIRMAS

D/D^a....., en calidad de participante, declaro que la responsable del equipo de investigación me ha explicado de forma satisfactoria en qué consiste el estudio, cuáles son sus objetivos, 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 me realicen la exploración necesaria para la consecución de los objetivos 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.....

Fdo.

ANEXO II. Autorización del Área Clínica de Podología. Universidad de Sevilla



UNIVERSIDAD DE SEVILLA
ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA
C/ Avilena, s/n 41009-SEVILLA Tfno: 954901750-954486552 Fax: 954486550

Sevilla, 28 de noviembre de 2016

Apreciad@s compañer@s:

Por la presente me complace comunicaros que la Dirección del Área Clínica de Podología, una vez revisada la petición, autoriza la realización del proyecto de investigación presentado en fecha 17 de noviembre de 2016, "*Validación de un instrumento para medir la movilidad del 1º radio*" al que hemos asignado el código interno INV12-16.

En los próximos días el personal del Área Clínica se pondrá en contacto con vosotros para coordinar las necesidades solicitadas en la petición, asimismo cualquier otra que pueda precisar el desarrollo del trabajo.

Además os invitamos, al finalizar el proyecto, a rellenar el cuestionario de satisfacción que nos permite conocer vuestras necesidades y expectativas para mejorar la calidad de los servicios que prestamos.

Por último, os recordamos la normativa existente en el Área Clínica, conforme a la cual debéis hacer constar la contribución del Área Clínica en las publicaciones derivadas del trabajo. Asimismo, remitimos una separata o copia de las publicaciones.

Es una satisfacción del Área Clínica contribuir a hacer realidad este proyecto. Si surge algún problema, no dudéis en contactar conmigo.

Un saludo afectuoso




Rafael Rayo Rosado
Director del Área Clínica de Podología
UNIVERSIDAD DE SEVILLA

ANEXO III. Aprobación del Comité Ético de experimentación de la Universidad de Sevilla.



Servicio Andaluz de Salud
CONSEJERÍA DE SALUD

**Informe Dictamen Favorable
Proyecto Investigación Biomédica**

C.P. 1RAD1016 - C.I. 1586-N-16

03 de septiembre de 2017

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 31/05/2017, acta 06/2017 ha evaluado la propuesta del promotor referida al estudio:

Título: ESTUDIO DE LA VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO

Código Promotor: 1RAD1016 **Código Interno:** 1586-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

SANDRA PRISCILA TAVARA
VIDALON
Universidad de Sevilla

Lo que firmo en Sevilla, a 03 de septiembre de 2017

Fdo:

SANCHEZ
MARGALET
VICTOR MANUEL
- 28691159Q

Firmado digitalmente
por SANCHEZ
MARGALET VICTOR
MANUEL - 28691159Q
Fecha: 2017.09.03
13:33:40 +02'00'

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

ANEXO IV. Ficha de recogida de datos

Fecha: ___/___/___

ESTUDIO: VALIDEZ Y FIABILIDAD DE UN NUEVO INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA MOVILIDAD DEL PRIMER RADIO**FILIACIÓN**

| | | |
|---|-------------|-----------------------------|
| Nombre: | Apellidos: | |
| Edad: | Teléfono: | |
| Sexo: M <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/> | Grupo: | |
| Peso (kg): | Altura (m): | IMC (Kg / m ²): |


EXPLORACIÓN

| | |
|--------------------------------------|--|
| Test de Coleman Dorsalflexión (mm): | |
| Test de Coleman Plantarflexión (mm): | |

| | | |
|----------------------|-------|-------|
| Explorador 1 – Día 1 | 1º DF | 1º PF |
| | 2º DF | 2º PF |
| | 3º DF | 3º PF |
| Explorador 2 – Día 1 | 1º DF | 1º PF |
| | 2º DF | 2º PF |
| | 3º DF | 3º PF |
| Explorador 1 – Día 2 | 1º DF | 1º PF |
| | 2º DF | 2º PF |
| | 3º DF | 3º PF |
| Explorador 2 – Día 2 | 1º DF | 1º PF |
| | 2º DF | 2º PF |
| | 3º DF | 3º PF |

ANEXO V. Producción científica relacionada con la tesis

1. Publicaciones científicas




Article

Static Range of Motion of the First Metatarsal in the Sagittal and Frontal Planes

Sandra Priscila Távora-Vidalón ^{1,†}, Manuel Ángel Monge-Vera ^{2,†}, Guillermo Lafuente-Sotillos ¹, Gabriel Domínguez-Maldonado ^{3,*} and Pedro V. Munuera-Martínez ¹ 

¹ Department of Podiatry, University of Seville, 41009 Seville, Spain; priscilatavora16@gmail.com (S.P.T.-V.); glafuente@us.es (G.L.-S.); pmunuera@us.es (P.V.M.-M.)
² Department of Design Engineering, University of Seville, 41011 Seville, Spain; amonge@us.es
³ Correspondence: gdominguez@us.es; Tel.: +34-954496542
[†] These authors contributed equally to this work.

Received: 6 November 2018; Accepted: 17 November 2018; Published: 21 November 2018 

Abstract: The first metatarsal and medial cuneiform form an important functional unit in the foot, called “first ray”. The first ray normal range of motion (ROM) is difficult to quantify due to the number of joints that are involved. Several methods have previously been proposed. Controversy exists related to normal movement of the first ray frontal plane accompanying that in the sagittal plane. The objective of this study was to investigate the ROM of the first ray in the sagittal and frontal planes in normal feet. Anterior-posterior radiographs were done of the feet of 40 healthy participants with the first ray in a neutral position, maximally dorsiflexed and maximally plantarflexed. They were digitalized and the distance between the tibial malleolus and the intersesamoid crest in the three positions mentioned was measured. The rotation of the first ray in these three positions was measured. A polynomial function that fits a curve describing the movement observed in the first ray was obtained using the least squares method. ROM of the first ray in the sagittal plane was 6.47 (SD 2.59) mm of dorsiflexion and 6.12 (SD 2.55) mm of plantarflexion. ROM in the frontal plane was 2.69 (SD 4.03) degrees of inversion during the dorsiflexion and 2.97 (SD 2.72) degrees during the plantarflexion. A second-degree equation was obtained, which represents the movement of the first ray. Passive dorsiflexion and plantarflexion of the first ray were accompanied by movements in the frontal plane: 0.45 degrees of movement were produced in the frontal plane for each millimeter of displacement in the sagittal plane. These findings might be useful for the future design of instruments for clinically quantifying first ray mobility.

Keywords: first ray; dorsiflexion; plantarflexion; inversion; eversion

1. Introduction

The first ray is a functional unit that is made up of the first metatarsal and the medial cuneiform [1–4]. First ray mobility (henceforth FRM) is an important component of the normal function of the foot during gait. This mobility has received the attention of many authors over the years and has been related with different pathologies of the foot and the locomotor system [5–12].

The mobility of the joints between the first metatarsal and the medial cuneiform (first tarsometatarsal joint, henceforth first TMTJ), and between this and the navicular (medial cuneonavicular joint, henceforth MCNJ), is produced around a common axis [4–13]. This axis was first described by Hicks in 1953 [13], having an approximate inclination of 45 degrees with respect to the sagittal and frontal planes and only a slight inclination with respect to the transversal plane. Although the first ray thus has tri-axial mobility, due to the fact that its movement axis is almost parallel to the transversal

Article

The Validity and Reliability of a New Simple Instrument for the Measurement of First Ray Mobility

Pedro V. Martínez-Martínez ^{1,*}, Priscila Távora-Vidalón ^{1,†}, Manuel A. Monge-Vera ²,
 Antonia Sáez-Díaz ³ and Guillermo Lafuente-Sotillos ¹

¹ Departamento de Podología, University of Seville, s/n. 41009 Seville, Spain; priscilatavora16@gmail.com (P.T.-V.); glafuente@us.es (G.L.-S.)

² Department of Design Engineering, University of Seville, 741011 Seville, Spain; amonge@us.es

³ Department of Statistics, Axioma Comunicaciones, 41016 Seville, Spain; asaez@axioma.comunicaciones.com

* Correspondence: pmartinez@us.es; Tel: +34-954486332

† The first two authors contributed equally to this manuscript.

Received: 16 March 2020; Accepted: 9 April 2020; Published: 14 April 2020



Abstract: Several methods have been described to quantify the first ray mobility. They all have certain disadvantages (great size, sophistication, or lack of validation). The objective of this work was to study the validity and reliability of a new instrument for the measurement of first ray mobility. Anterior-posterior radiographs were obtained from 25 normal feet and 24 hallux valgus feet, with the first ray in a neutral position, maximally dorsiflexed and maximally plantarflexed. The first ray mobility was radiographically measured in both groups, and was also manually examined with the new device. A cluster analysis determined whether normal and hallux valgus feet were correctly classified, and a graphic analysis of Bland-Altman was performed to compare the radiographic and manual measurement techniques. Based on the radiographs, the first ray mobility only showed significant differences in dorsiflexion between both groups ($P = 0.015$). First ray dorsiflexion, plantarflexion and total range of motion measured with the new device were different between both groups ($P = 0.040$, $P = 0.011$ and $P = 0.006$, respectively). The silhouette measure of the cohesion and separation coefficients from the cluster analysis was greater than 0.50 for the dorsiflexion, plantarflexion and total range of motion obtained from the radiographs and from the new device. The Bland-Altman graph suggested that 96% of the data presented agreement between both measurement methods. These results suggested that the new instrument was valid and reliable.

Keywords: first ray; mobility; foot; measurement; quantification; device

1. Introduction

The normal motion of the first ray has received the attention of many authors over the years and has been related to different foot pathologies [1–4]. Different methods have previously been used to quantify this range of motion (ROM). Morton [5,6] described the first manual maneuver to examine the mobility of the first ray. This consisted of applying a dorsal force under the first metatarsal head with one hand, whereas the other hand held the lesser metatarsal heads. Root et al. [7] slightly varied this technique. With the hands positioned as described by Morton, they suggested moving the first metatarsal head toward a maximally dorsiflexed position, and toward a maximally plantarflexed position, and then compare both movements. These authors proposed that, clinically, the normal ROM of the first ray should be 5 mm of dorsiflexion and 5 mm of plantarflexion, with hypermobility identified when dorsiflexion was greater than plantarflexion.

Obviously, simplicity is an important requisite for any clinical test. Unfortunately, manual examination of the first ray ROM lacks sufficient diagnostic accuracy [8], and may be subject to great

2. Premios

- Primer premio de los mejores artículos publicados en el 2018 en la “publicación científica del mes”. Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Enero 2019.
- Segundo premio de los mejores artículos publicados en el 2018 en la “publicación científica del mes”. Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud. Enero 2019.

ANEXO VI. Permisos

1. Figura 2

Re: [Ticket#2020020210003853] JAPMA Online feedback

NB Noelle A. Boughanmi <NABoughanmi@apma.org>
 Jue 06/02/2020 11:56
 Usted

Permission is granted. Please ensure that proper attribution is given to JAPMA.

Noelle Boughanmi, MS
 Managing Editor, JAPMA

On Feb 5, 2020, at 6:08 PM, Priscila Tavera <priscilatavara16@hotmail.com> wrote:

I want to use this one (Garrow AP, Papageorgiou A, Silman AJ, Thomas E, Jayson MI, Macfarlane GJ. The Grading of Hallux Valgus. The Manchester Scale. J Am Podiatr Med Assoc 2001; 91 (2): 74-8)

<image0.jpeg>

Thank you for your time
 Priscila Tavera

2. Figura 5

Priscila T <priscilatavara16@gmail.com>
 para k.klaue lun., 3 feb. 12:37 ☆ ↶ ⋮


Good morning. My name is Priscila Tavera and I'm studying for a PhD at the University of Seville (Spain). My thesis is about "The validity and reliability of a new simple instrument for the measurement of first ray mobility". I want to ask you if you could give me the permission to put one image of your device on my work if its possible.
 Thank you for your time.
 Priscila Tavera

k.klaue@bluewin.ch a través de mail133-29.at1131.mandrillapp.com
 para mi lun., 3 feb. 13:03 ☆ ↶ ⋮


Dear Mrs Tavera,
 thank you for your interest in first ray mobility.
 Show the pictures you deserve for your PhD with reference to our work. Best wishes
 kl

PD Dr.med. K.Klaue
 Reparto di Chirurgia Ortopedica
 Clinica Luganese, sede Moncucco
 6900 Lugano
 P: +41 91 966 22 12
 F: +41 91 966 22 36
 M: +41 78 788 96 09
k.klaue@bluewin.ch
www.klaue.ch

3. Figura 6

 **Priscila T** <priscilatavara16@gmail.com> lun., 3 feb. 12:31 ☆ ↶ ⋮
para glaso008 ▾

Good morning. My name is Priscila Tavera and I'm studying for a PhD at the University of Seville (Spain). My thesis is about "The validity and reliability of a new simple instrument for the measurement of first ray mobility". I want to ask you if you could give me the permission to put one image of your device on my work if its possible.
Thank you for your time.
Priscila Tavera

 **Ward Glasoe** <glaso008@umn.edu> lun., 3 feb. 14:39 ☆ ↶ ⋮
para mí ▾

Yes Priscila, you have my permission to put a picture of my device in your thesis, and should your project develop to the point that you submit for publication.

You will need to get the picture from something that I have published, as the device is presently in storage, and cannot easily be retrieved to take more pictures.
As your thesis progresses, maybe after you defend, I would sure enjoy reading what you wrote. Good luck with your thesis project. Ward

--
Ward Glasoe PhD, PT, ATC
Associate Professor
Division of Physical Therapy
Department of Rehabilitation Medicine
Medical School, University of Minnesota
Minneapolis, Minnesota 55455

email: glaso008@umn.edu
phone: 612-624-9894