

**DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA.
ESCUELA UNIVERSITARIA DE CIENCIAS DE LA SALUD.
UNIVERSIDAD DE SEVILLA**



**ESTUDIO DE LA PROTUSIÓN
METATARSAL EN EL ADULTO.
CRITERIOS DE NORMALIDAD**

Tesis, que para optar al grado de Doctor, presenta a la Comisión de Doctorado de la Universidad de Sevilla D. GABRIEL DOMÍNGUEZ MALDONADO.

Dirigida por Dña. MERCEDES LOMAS CAMPOS y D. JUAN RAMÓN ZARAGOZA RUBIRA.

SEVILLA, MAYO 2006

**ESTUDIO DE LA PROTUSIÓN
METATARSAL EN EL ADULTO.
CRITERIOS DE NORMALIDAD**

Dña. MERCEDES LOMAS CAMPOS, Catedrática del Departamento de Enfermería de la Universidad de Sevilla, y D. JUAN RAMÓN ZARAGOZA RUBIRA, Catedrático del Departamento de Farmacología, Pediatría y Radiología de dicha Universidad.

CERTIFICAN:

Que D. GABRIEL DOMÍNGUEZ MALDONADO ha realizado, bajo su dirección y coordinación, el trabajo titulado *Protusión Metatarsal en el Adulto: Criterios de Normalidad* para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla.

Dicho trabajo reúne a su juicio las condiciones necesarias para ser sometido a la lectura y discusión ante el Tribunal.

Sevilla, Mayo 2006

DIRECTORA

DIRECTOR

MERCEDES LOMAS CAMPOS

JUAN RAMÓN ZARAGOZA RUBIRA

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	1
I. I.	ANATOMÍA DEL METATARSO	2
I.I.1.	Esqueleto del metatarso	2
I.I.2.	Osificación del metatarso	10
I.I.3.	Artrología y ligamentos	12
I. II.	IMAGEN RADIOGRÁFICA NORMAL DEL METATARSO	16
I.II.1.	Proyecciones radiográficas para el estudio metatarsal	17
I.II.2.	Imagen normal y relaciones angulares en proyección dorsoplantar	21
I.II.3.	Imagen normal y relaciones angulares en proyección lateral	30
I. III.	BIOMECÁNICA ANALÍTICA DEL METATARSO	31
I.III.1.	Cinemática de las articulaciones del metatarso	31
I.III.2.	Biomecánica de la parábola metatarsal	36
I. IV.	CONCEPTO DE PROTUSIÓN METATARSAL	41
I.IV.1.	Definición de protusión metatarsal	41
I.IV.2.	Estudios previos sobre la protusión metatarsal	41
I. V.	PATOMECÁNICA Y CONSECUENCIAS DE LA DISFUNCIÓN DE LA PARÁBOLA METATARSAL.....	51
I.V.1.	Disfunción de la parábola metatarsal y patología en el primer radio	51
I.V.2.	Disfunción de la parábola metatarsal y patología en los radios menores	54

II.	OBJETIVOS	59
III.	CRITERIOS ÉTICOS	61
IV.	MATERIAL Y MÉTODO	64
IV. I.	DISEÑO DEL ESTUDIO	65
IV. II.	CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA	66
IV. III.	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	67
IV.III.1.	Metatarso normal	67
IV.III.2.	Anamnesis	69
IV.III.3.	Valoración clínica y radiográfica	71
IV. IV.	CONSENTIMIENTO INFORMADO	73
IV. V.	CÁLCULO DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA	74
IV. VI.	PROYECCIÓN RADIOGRÁFICA	75
IV. VII.	MEDICIONES RADIOGRÁFICAS	76
IV.VII.1.	Mediciones radiográficas como criterios de inclusión	77
IV.VII.2.	Sistemas de medición de la protusión metatarsal	79
IV.VII.3.	Valoración de la fórmula metatarsal según Viladot	84
IV.VII.4.	Prueba de fiabilidad interna	84
IV.VIII.	SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN DE LA PROTUSIÓN METATARSAL	85
IV. IX.	ANÁLISIS DE DATOS	85

V.	RESULTADOS	87
	V. I. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA	88
	V. II. LONGITUD DEL II RADIO	90
	V. III. PROTUSIÓN METATARSAL	90
	V. IV. FÓRMULA METATARSAL SEGÚN VILADOT	113
	V. V. PRUEBA DE FIABILIDAD INTERNA	114
	V. VI. SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN DE LA PROTUSIÓN METATARSAL	115
VI.	DISCUSIÓN	119
	VI.I. PROYECCIÓN RADIOGRÁFICA	120
	VI.II. RESULTADOS	128
VII.	CONCLUSIONES	149
VIII.	RESUMEN	152
IX.	BIBLIOGRAFÍA	154
X.	ANEXOS	178
	X.I. CONSENTIMIENTO INFORMADO	179
	X.II. EVALUACIÓN COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA	186
	X.III. FICHA ESTUDIO PROTUSIÓN METATARSAL	188

I. INTRODUCCIÓN

I. I. ANATOMÍA DEL METATARSO

Además de soportar el peso del organismo, la principal función de las extremidades inferiores es la de permitir la locomoción, llevándose a cabo dicha acción mediante la coordinación de un complejo sistema de segmentos óseos articulados entre sí, movilizados a través de la musculatura estriada y regulada por el sistema nervioso ⁽¹⁻³⁾. En esta sincronizada acción no intervienen únicamente las extremidades inferiores de forma aislada, sino que la marcha humana comprende la función integral de la totalidad del aparato locomotor.

La región anatómica de mayor relevancia en el proceso de la marcha podemos ubicarla en el pie, evidenciándose su carácter de principal elemento de la cadena de locomoción en la complejidad de su estructura ósea y articular. Por un lado, el pie debe comportarse como un elemento rígido que sostenga al resto del organismo, soportando cada pie la mitad del peso corporal. Sin embargo, de forma simultánea, el apéndice más distal del organismo debe permitir un funcionamiento dinámico, siendo capaz de adaptarse al terreno, transferir las fuerzas generadas por la musculatura de la pierna y absorber las fuerzas de reacción generadas por el suelo.

Para conseguir desarrollar ambas funciones de forma eficaz, la anatomía del pie se presenta como un complejo arquitectónico capaz de permitir, sobre una conformación ósea apropiada y debidamente articulada, el apropiado desarrollo de la biomecánica necesaria para la marcha humana.

I.I.1. Esqueleto del metatarso

Estructuralmente, el esqueleto del pie ha sido dividido por los anatomistas más clásicos ^(1, 4, 5), desde el punto de vista funcional y didáctico, en tres regiones anatómicas bien diferenciadas, denominadas de proximal a distal de la siguiente manera: tarso, metatarso y dedos.

El bloque posterior del pie, constituido por los huesos astrágalo y calcáneo, forma parte del tarso (*tarsus*) ^(1, 2, 4-6), y debido a la diferencia de

volumen que presentan ambas piezas óseas respecto al resto de los huesos tarsianos, recibe el nombre de tarso mayor o posterior ^(4, 6, 7). El tarso menor o anterior está constituido por cinco huesos cubiformes de menor tamaño, cuboides, escafoides y los tres cuneiformes (cuñas) articulados distalmente al tarso mayor ^(4, 6, 7).

Al conjunto de los cinco radios divergentes que continúa distalmente al tarso menor se le denomina metatarso (*metatarsus*) ^(1, 2, 4-7), formado por cinco huesos largos, los metatarsianos I a V. Cada uno de los cinco metatarsianos articula distalmente con la tercera y última región anatómica ^(2, 4), el dispositivo anatómico más distal del pie que prolonga los radios metatarsales y que se presenta como cinco elementos individualizados, los dedos del pie (*digitus pedis*) ⁽⁵⁾.

Aunque es ésta, la terminología anatomista clásica, la más empleada en la literatura cuando se hace referencia a las distintas regiones del pie, es cierto que actualmente se emplea también otra terminología, de origen clínico, que divide al pie en tres áreas denominadas retropié, mediopié y antepié ⁽⁸⁻¹⁰⁾.

Estos términos se emplean ampliamente en la actividad clínica diaria y, aunque pueden leerse igualmente en textos especializados, estos conceptos no se encuentran registrados por la Terminología Anatómica Internacional ⁽¹¹⁾. Etimológicamente, el sufijo *retro* proveniente del latín significa «hacia atrás» ⁽¹²⁾, y por lo tanto el término retropié hace referencia a las estructuras anatómicas que pudieran ubicarse por detrás de éste, y no debiera emplearse para referirse a la región más posterior del pie. Igualmente, el sufijo *ante*, que denota anterioridad en el espacio ⁽¹²⁾, contemplaría a aquellos tejidos o áreas anatómicas emplazadas por delante del pie, y no a la zona más distal del pie ⁽¹³⁾. En cualquier caso, el empleo de esta terminología carece de sentido lingüístico alguno, pues ni siquiera es posible emplearla debidamente, al no existir estructuras anatómicas delante o detrás del pie a las cuales hacer referencia con estos términos.

Debido a esto, en este texto se opta preferentemente por la nomenclatura clásica, aunque en apartados referentes a valoración clínica pueda aludirse al término *antepié*.

Borley ⁽¹⁴⁾ delimita anteriormente el retropié por la línea articular en forma de «S» itálica de Chopart, que comprende a las articulaciones astrágalo-escafoidea y calcáneo-cuboidea. El retropié contiene por lo tanto al astrágalo y al calcáneo, es decir, el tarso mayor. La zona de mediopié queda comprendida entre retropié y antepié. El mediopié se delimita posteriormente por la mencionada línea de Chopart, y distalmente por la línea articular de Lisfranc, que contiene las cinco articulaciones tarso-metatarsales de las tres cuñas y del cuboides con los cinco metatarsianos. En el mediopié se incluyen las cinco piezas óseas englobadas dentro del término tarso menor, es decir, cuboides, escafoides y cuneiformes. Por último, el antepié es la región ubicada distalmente a la línea de Lisfranc, y se corresponde con la zona de metatarso y dedos.

Estudiando en detalle el componente óseo de la compleja estructura que conforma el pie, podemos afirmar que el diseño de cada hueso del esqueleto del mismo, así como su ubicación y relación con el resto de huesos vecinos, no se debe a un modelo caprichoso, sino que cada articulación o conjunto óseo debe su forma a la función desempeñada ⁽¹⁵⁻¹⁷⁾.

En este sentido, los huesos del tarso mayor (calcáneo y astrágalo), que constituyen la primera región del pie en recibir las fuerzas reactivas del suelo durante el contacto inicial de talón ^(6, 8, 9, 18-22), presentan una forma cubiforme de gran tamaño ^(1, 2, 4, 15, 17). Son huesos cortos, que deben actuar conteniendo las fuerzas de choque que se producen entre la transmisión de carga desde la tibia hacia el pie durante la fase de recepción de dicha carga por parte de la extremidad. El tarso recibe además la fuerza de reacción del suelo, de la misma intensidad que las anteriores, pero orientadas en sentido inverso, confluyendo ambos vectores en dicha región del pie ^(15, 17).

Conforme se avanza distalmente en el estudio anatómico del esqueleto del pie, puede apreciarse que los huesos presentan menor tamaño, conformándose el tarso menor como un conjunto de pequeños huesos articulados entre sí (escafoides, cuneiformes y cuboides). Este área, punto medio entre el tarso mayor y la zona de metatarsianos y dedos, permite la orientación y adaptación de la bóveda plantar sobre cualquier terreno, gracias al importante número de articulaciones concentradas en una región

anatômica tan reducida ^(5, 23). Esta organización ósea permite, además, las transmisiones de las presiones elásticas y armónicas de las fuerzas desde atrás hacia delante, y desde lateral a medial, que se producen durante el proceso de la marcha ⁽⁵⁾.

La parte más distal del pie es la constituida por los metatarsianos y por los dedos. La conformación ósea de esta región se describe por cinco radios de huesos largos divergentes, formados por los metatarsianos y las falanges de los dedos ^(2, 4, 24, 25). En el momento de apoyo de esta región anatômica sobre el suelo se está desarrollando la última fase del período de apoyo del paso, es el momento propulsivo ⁽¹⁹⁻²¹⁾. En este intervalo, el pie se comporta como una palanca rígida capaz de levantar e impulsar el cuerpo apoyándose sobre el suelo ^(8-10, 15, 16, 23, 26). Los huesos que conforman el metatarso presentan una morfología alargada, son cinco palancas de propulsión de distinta longitud ^(5, 15, 16, 18, 27, 28).

Los cinco metatarsianos conectan el tarso menor con las falanges de los dedos. Funcionan como verdaderas palancas transmisoras de las fuerzas desde el tarso hacia el suelo en el momento de la propulsión ^(8, 9, 15, 16).

Al igual que los metacarpianos de la mano, los metatarsianos son huesos tubulares, huesos largos, que disponen de una diáfisis central con sus correspondientes epífisis en los extremos. La epífisis proximal presenta una forma más ensanchada y recibe el nombre de *base*. La epífisis distal es de forma redondeada, constituye la *cabeza* del metatarsiano, que se une al cuerpo por medio de una región más estrecha llamada *cuello anatômico* ^(1, 2, 4). El tejido esponjoso de las epífisis es robusto y denso, traduciendo la importancia de las compresiones y tensiones sufridas por estos huesos durante la estática, la marcha, la carrera y el salto ⁽⁴⁾. Excepto en el caso de I y V metatarsianos, las diáfisis son finas y largas, longitudinalmente convexas en su cara dorsal y cóncavas en la plantar. La diáfisis metatarsal presenta una sección triangular que se estrecha en sentido distal, con una superficie dorsal plana, al igual que las superficies laterales. La cortical de ésta es espesa y sólida ^(1, 4).

Las bases de los metatarsianos articulan con los huesos del tarso menor por medio de las articulaciones tarso-metatarsianas o línea de Lisfranc. Los tres metatarsianos mediales, I, II y III, articulan en su base con las tres cuñas, primera, segunda y tercera respectivamente. Los metatarsianos IV y V articulan sin embargo con el cuboides. La línea de cada articulación tarso-metatarsiana, exceptuando la primera, se inclina en sentido proximal y lateral, y las bases de los metatarsianos son oblicuas en relación a su diáfisis (1, 2, 4, 5, 7, 29).

En su porción más distal, las cabezas metatarsales articulan con las bases de las falanges proximales. Las cabezas metatarsales describen una superficie convexa con proyección plantar por medio de dos eminencias o pequeños tubérculos (1, 6, 28). Esta superficie, aproximadamente esférica, recibe la concavidad articular correspondiente en la base de la falange proximal. Los laterales de las cabezas metatarsales son planos, mostrando una depresión y un tubérculo de localización dorsal para la inserción de los ligamentos colaterales de las articulaciones metatarsofalángicas (1, 2, 4, 5, 7).

El *I metatarsiano* es el más grueso de los cinco, aunque es el de menor longitud. Presenta un cuerpo robusto, de sección prismática. Su base, además de articular con la primera cuña por medio de una superficie en forma de media luna en su cara posterior, presenta un área lisa mal definida en su pared lateral debido al contacto con el II metatarsiano (1, 2, 4, 5, 7, 29). En la cara plantar de la base aparece un saliente lateral, la tuberosidad o *apófisis del I metatarsiano*, que sirve de inserción al tendón del músculo peroneo largo (1, 30-36). Su contorno muestra surcos para los ligamentos tarsometatarsianos, y en su cara medial se inserta parte del tendón del músculo tibial anterior (30-32).

La cara lateral plana de la diáfisis metatarsal supone el área de origen de las fibras musculares del fascículo medial del primer músculo interóseo dorsal (1, 30, 31, 37). La epífisis distal, es decir, la cabeza metatarsal, con forma más o menos cuadrilátera, articula con la base de la falange proximal del primer dedo. En la prolongación plantar de la superficie articular de la cabeza metatarsal aparece una cresta que divide esta zona en dos carillas articulares para los huesos *sesamoideos*, siempre presentes bajo la cabeza del I metatarsiano (1, 4).

El *II metatarsiano* es el más largo de los cinco. Su base, en forma de cuña, es la epífisis proximal metatarsal que más carillas articulares presenta. La superficie articular de mayor extensión se presenta, como en el resto de las bases de los metatarsianos, en la cara posterior de la misma, como una superficie cóncava y triangular que articula en este caso con la carilla articular convexa de la cara anterior del segundo cuneiforme ^(1, 2, 4). Debido a la brevedad anatómica de la segunda cuña respecto a los cuneiformes vecinos, el *II metatarsiano*, al articular con la segunda cuña, queda incrustado dentro de un espacio articular reducido, delimitado lateralmente por las caras laterales de la primera y tercera cuña ^(15, 23, 29).

La base del *II metatarsiano* presenta por lo tanto, además de la superficie articular para el segundo cuneiforme, dos carillas articulares en su pared medial, una primera más proximal y dorsomedial para el cuneiforme medial (que suele ser continuación de la superficie articular para el segundo cuneiforme), y más distal y plantarmente se localiza una carilla oval de presión debida al contacto de la pared del *I metatarsiano*. En su pared lateral, la base del *II metatarsiano* consta de dos carillas articulares laterales, una dorsal y otra plantar, separadas por hueso no articular y cada una dividida a su vez por una cresta en hemicarilla proximal y hemicarilla distal. Las hemicarillas proximales, tanto de la superficie articular dorsal como plantar articulan con el tercer cuneiforme, y las hemicarillas distal, dorsal y plantar, articulan con la pared lateral del *III metatarsiano* ^(1, 4).

En las superficies medial y lateral de la diáfisis del *II metatarsiano* se originan, respectivamente, el fascículo lateral del primer músculo interóseo dorsal y el fascículo medial del segundo músculo interóseo dorsal ^(1, 2, 30, 31, 37).

El *III metatarsiano*, junto con el *IV*, son los metatarsianos que obedecen más fielmente a la descripción general de esta región anatómica. Su base es triangular plana, articulada con la superficie proximal del cuneiforme lateral. Su cara medial articula con la cara lateral del *II metatarsiano* por medio de dos carillas articulares, una dorsal y otra plantar. En su cara lateral, sin embargo, sólo existe una única carilla articular para recibir al *IV metatarsiano* ^(1, 2, 4).

En la superficie medial del cuerpo se inserta el fascículo lateral del segundo músculo interóseo dorsal, así como la totalidad de las fibras musculares del primer músculo interóseo plantar. Además, la superficie lateral de la diáfisis metatarsal es el origen del fascículo medial del tercer músculo interóseo dorsal (1, 2, 29, 30, 31, 37).

El *IV metatarsiano* es más pequeño que el III. Su base dispone de una carilla cuadrilateral, oblicua en su pared posterior, para el cuboides. Su cara lateral articula con la base del V metatarsiano por medio de una única carilla articular. En su pared medial se articula con el III metatarsiano por medio de una superficie articular oval, en ocasiones dividida por una cresta y, en ese caso, la porción proximal articula con el tercer cuneiforme (1, 2, 4).

Al igual que en los metatarsianos vecinos, el cuerpo del IV metatarsiano sirve de origen de la musculatura interósea del pie. En la pared medial de la diáfisis se origina el fascículo lateral del tercer músculo interóseo dorsal y las fibras del segundo músculo interóseo plantar. Además, en la cara lateral se insertan las fibras del fascículo medial del cuarto músculo interóseo dorsal (1, 2, 29, 30, 31, 37).

El *V metatarsiano* es el más externo de todos. Su resalte más llamativo es la tuberosidad o *apófisis estiloides* en el lado lateral de su base, de forma triangular, punto de inserción del tendón del músculo peroneo corto (4, 28, 30). La apófisis estiloides sirve también de inserción de una fuerte banda de aponeurosis plantar que conecta al V metatarsiano con la tuberosidad lateral del calcáneo (1, 38).

A través de una superficie articular triangular oblicua, la base del metatarsiano articula con el cuboides. También articula con el IV metatarsiano por medio una carilla plana en la cara medial de la base metatarsal (1, 2, 4). El tendón del músculo peroneo anterior inserta sobre la parte medial de la superficie dorsal y en el borde medial del cuerpo del metatarsiano. Sobre la superficie plantar de la base se marca el surco del tendón del músculo abductor del quinto dedo, y es área de inserción de las fibras musculares del flexor corto del dedo pequeño (1, 2, 29-32).

En la cara medial de la diáfisis del V metatarsiano se origina el fascículo lateral del cuarto músculo interóseo dorsal y las fibras musculares del tercer interóseo plantar (1, 2, 30, 31, 37).

Desde el punto de vista de la anatomía de superficie, los huesos de la región metatarsal se perciben fácilmente a través de la piel en su zona dorsal debido al bajo espesor del tejido subcutáneo a este nivel. La cara dorsal de los metatarsianos sólo está separada de la piel por medio de los tendones de los músculos extensor común de los dedos, extensor largo del primer dedo, tibial anterior y músculo pedio. La extremidad proximal del I metatarsiano se aprecia discretamente, mientras que la apófisis estiloides del V metatarsiano se hace muy evidente (4, 39).

Distalmente a la zona metatarsal, se articulan los dedos por medio de sus *falanges*, con una disposición semejante a la de los huesos de la mano (5, 6, 18, 24). Anatómicamente, los cinco dedos del pie representan una prolongación de cada uno de los metatarsianos con los que articula, complementando su función biomecánica durante el proceso de la deambulación (15, 16, 18).

Cada dedo del pie, a excepción del primero (hallux), posee tres falanges: proximal, media y distal; o primera, segunda y tercera falange. El primer dedo sólo dispone de dos falanges, la proximal y la distal (1, 2, 4).

A pesar de su calidad de huesos largos, las falanges son huesos muy cortos con sus diáfisis comprimidas en sentido lateral, quedando muy próximos sus extremos proximal y distal.

La *falange proximal* presenta un cuerpo convexo en su superficie dorsal y cóncavo a nivel plantar (17). Su base es cóncava para recibir la cabeza del metatarsiano correspondiente. La superficie plantar de la base de la falange proximal de los dedos menores sirve de inserción a la musculatura lumbrical e interósea (4). Perimetralmente sobre la base de esta primera falange de los dedos segundo, tercero y cuarto, se abraza el tendón extensor, fruto de la fusión de las ramas tendinosas del músculo extensor largo de los dedos. En el quinto dedo, el tendón extensor está constituido únicamente por el tendón del músculo extensor largo. En el caso de la falange proximal del primer dedo o

hallux, la superficie plantar de la misma es el área de inserción del tendón del músculo flexor corto del primer dedo, así como del músculo adductor y fascículos transverso y oblicuo del músculo abductor del hallux. En su cara dorsal, la base de la falange proximal del hallux recibe las fibras tendinosas de la rama más interna del músculo pedio ^(1, 30). En su extremo distal, la falange proximal presenta forma troclear para articular con la falange media.

La segunda falange, o *falange media* de los dedos menores es de menor tamaño que la primera falange, pero de mayor anchura, y articula en su extremo proximal con la falange proximal y en su epífisis distal con la falange distal. La superficie dorsal de su base constituye una de las zonas de inserción del tendón extensor. En su cara plantar, la base de la falange media de los dedos menores recibe el tendón del músculo flexor corto ^(1, 30).

La última falange, la *falange distal*, es la más pequeña de las tres, tanto en el caso del hallux como en el resto de los dedos, mostrando en ambos casos similitud anatómica. Su extremo distal presenta forma de punta roma con una tuberosidad rugosa en su superficie plantar que amplía el área de soporte del peso corporal. En el caso de los dedos menores, en su base se inserta el tendón del músculo flexor largo de los dedos en su cara plantar, y el tendón extensor en su superficie dorsal. En la base de la falange distal del hallux se inserta sobre su cara dorsal el tendón del músculo extensor largo del primer dedo, y en su zona plantar el tendón del músculo flexor largo del hallux ^(1, 30).

I.I.2. Osificación del metatarso

En el ser humano existen dos formas de osificación, la directa, désmica o membranosa; y la indirecta o cartilaginosa ⁽²⁾. El primer tipo, propio de los huesos del cráneo, de la cara y de la clavícula, consiste en la producción de tejido óseo a partir del desarrollo del tejido conjuntivo. Éste contiene abundantes células mesenquimatosas que se transforman primero en osteoblastos (células activas generadoras de hueso nuevo) y luego en osteocitos (células óseas estables) ^(2, 40).

La osificación condral o cartilaginosa requiere de la formación previa de un modelo cartilaginoso que luego es sustituido por hueso. Es necesaria para ello la presencia de osteoclastos, células conjuntivas diferenciadas capaces de demoler el cartílago para que sea sustituido por el hueso formado por los osteoblastos. Mientras exista tejido cartilaginoso en la pieza ósea en formación es posible el crecimiento de la misma.

La osificación cartilaginosa puede ser, a su vez, de dos tipos: osificación endcondral y osificación pericondral. La primera comienza en el interior del cartílago, y se produce en los huesos cortos y en las epífisis de los huesos largos, como son los metatarsianos. La osificación pericondral se produce a partir del pericondrio y se limita a la diáfisis. En el límite entre epífisis y diáfisis se encuentra la placa epifisaria, necesaria para el crecimiento en longitud del hueso.

El crecimiento en grosor a nivel de la diáfisis se realiza por depósitos de hueso nuevo bajo el pericondrio, estrato que dará lugar al periostio, una vez osificado el hueso ^(2, 40).

Cada metatarsiano presenta, por lo tanto, dos centros de osificación: el centro de osificación primario, presente en el momento del nacimiento, se sitúa en la diáfisis, y determina el crecimiento en grosor del hueso; el centro secundario se encuentra en la cabeza metatarsal en el caso de los metatarsianos menores y en la base del I metatarsiano, y es responsable del crecimiento en longitud. Este mismo esquema de osificación se reproduce también en los homólogos metacarpianos de la mano ^(1, 2, 4, 6, 24, 41-43).

Los primeros metatarsianos en empezar el proceso de osificación son el II, III y IV, que lo hacen a partir de su centro primario, en la diáfisis, en la novena semana prenatal, mientras que las diáfisis del I y V metatarsianos empiezan a osificar a partir de la décima semana. El centro secundario de la primera base aparece durante el tercer año de vida, y el de las cabezas metatarsales de II a V entre los tres y cuatro años. Todos los centros se unen entre los 17 y 20 años de edad ^(1, 2, 4, 6, 24, 41, 42, 44-47).

Al igual que en el I metacarpiano, en el I metatarsiano puede aparecer también un centro de osificación para la cabeza. Igualmente, puede desarrollarse con frecuencia un centro epifisario en la apófisis estiloides del V metatarsiano ⁽¹⁾.

I.I.3. Artrología y ligamentos

El pie está compuesto por 28 piezas óseas relacionadas entre sí por múltiples articulaciones, que son de dos tipos: trócleas y artrodias ^(5, 7, 33). La articulación que delimita la frontera anatómica entre el pie y la pierna, es decir, la articulación *tibioperoneoastragalina* o tobillo, se encuentra descrita como una articulación troclear que describe un amplio rango de movimiento, principalmente en el plano sagital, a partir de un eje de movimiento casi coincidente con el eje transmoleolar ^(8, 23, 26, 48, 49).

Funcionalmente complementaria, se encuentra la articulación *subastragalina*, que relaciona el astrágalo con el calcáneo, y describe complejos movimientos triplanares de prono-supinación desarrollados sobre tres pares de superficies articulares planas ^(27, 50, 51).

La siguiente línea articular es la llamada «S» de *Chopart*, que se compone de dos articulaciones: astrágaloescafoidea y calcáneocuboidea. Estas articulaciones actúan de forma combinada en los movimientos de supinación y pronación del antepié ^(8, 10).

Distalmente a la articulación de *Chopart*, se encuentra la línea de *Lisfranc* o articulación tarsometatarsiana, que relaciona el tarso menor con el metatarso. La gran articulación de *Lisfranc* se compone, por lo tanto, de cinco articulaciones individuales que relacionan a cada metatarsiano con algún elemento óseo del tarso ^(8-10, 23). Se trata de articulaciones sinoviales, de superficies aproximadamente planas ^(1, 4, 23).

El I metatarsiano articula con la primera cuña, y el II metatarsiano lo hace con las tres. Aunque su principal articulación es la que presenta para la superficie anterior de la segunda cuña, la disposición de encajonamiento de

este metatarsiano entre la primera y la tercera cuña determina que éste articule también con ambas (1, 9, 23, 33). El III metatarsiano articula con la tercera cuña, y el IV y V metatarsianos con el cuboides. Todas las articulaciones se encuentran alineadas desde la apófisis estiloides del V metatarsiano hasta la articulación tarsometatarsiana del hallux a excepción del II metatarsiano, el cual articula con el tarso entre 2 y 3 milímetros por detrás de esta línea (1). Describen por lo tanto una línea irregular oblicua desde atrás hacia delante y desde lateral hacia medial.

En una visión anterior, esta línea transarticular describe una parábola asimétrica de convexidad dorsal, cuyo punto de máxima altura se localiza a nivel de la articulación entre el II metatarsiano y la cuña intermedia. Constituye el corte más proximal del denominado arco anterior (15, 18, 23, 28).

La articulación del hallux tiene su propia cápsula; sin embargo, las cápsulas del II y III metatarsianos se continúan con las de las articulaciones intercuneiformes y cuneoescafoideas. Quedan separadas de las articulaciones del IV y V metatarsianos por el ligamento interóseo entre el tercer cuneiforme y el IV metatarsiano (1, 23).

El desplazamiento entre los distintos segmentos óseos que componen estas articulaciones es discreto, excepto en el caso de I y V metatarsianos, donde las articulaciones tarsometatarsianas permiten un mayor rango de movimiento triplanar. Por ello, el refuerzo ligamentoso de las cápsulas articulares es importante, existiendo numerosos ligamentos dorsales, plantares e interóseos en torno a esta línea articular (23).

Los ligamentos dorsales son fuertes y planos. La primera articulación tarsometatarsiana dispone de un ligamento dorsal. La base del II metatarsiano recibe ligamentos provenientes de las superficies dorsales de las tres cuñas. El III metatarsiano se une dorsalmente a la tercera cuña por un único ligamento. El IV metatarsiano recibe una banda ligamentosa proveniente del tercer cuneiforme y del cuboides. El V metatarsiano establece fijación únicamente con el cuboides por medio de un ligamento dorsal (1, 4, 23).

En la superficie plantar existen ligamentos longitudinales y oblicuos, más irregulares respecto a los de la cara dorsal. Los ligamentos longitudinales se encuentran entre el I metatarsiano y la cuña medial, entre el II metatarsiano y la cuña intermedia, entre el III metatarsiano y la cuña lateral, entre el IV metatarsiano y el cuboides, y entre el V metatarsiano y el cuboides. Los ligamentos oblicuos están entre la primera cuña y los metatarsianos II y III, y entre la superficie plantar del tercer cuneiforme y la base del IV metatarsiano (1, 4, 23).

Existen además potentes ligamentos interóseos, como es el caso del ligamento de Lisfranc, que conecta la superficie lateral externa del primer cuneiforme con el ángulo medial de la base del II metatarsiano (1, 4, 18, 28). Otro ligamento interóseo oblicuo es el que une el cuneiforme lateral con el borde del II metatarsiano (1, 4). Por último, existe un ligamento interóseo con origen en el ángulo lateral del tercer cuneiforme y la base del IV metatarsiano (1, 4, 23).

Además de la articulación limítrofe entre el tarso y el metatarso, dentro de esta última región pueden distinguirse varias articulaciones, denominadas articulaciones *intermetatarsianas*. Resultan de la relación entre los distintos metatarsianos entre sí, y complementan la función de la línea de Lisfranc. Son superficies planas que permiten el deslizamiento craneo-caudal entre las bases de metatarsianos adyacentes (1, 4, 23).

A nivel de las bases metatarsales se encuentran los ligamentos dorsales, plantares e interóseos, que estabilizan el conjunto metatarsal, con la excepción de la base del I metatarsiano que, al igual que ocurre en el pulgar de la mano, queda libre de ataduras ligamentosas con los metatarsianos vecinos (4).

Existe además un refuerzo ligamentoso, complementario a los ligamentos anteriores, que acentúa la estabilidad articular del conjunto metatarsal, es el potente *ligamento intermetatarsal profundo*. Este ligamento conecta las superficies plantares de las cinco cabezas metatarsales evitando que se separen excesivamente durante el apoyo del pie sobre el suelo (1, 4-7, 28, 52).

Distalmente, el metatarso limita con la región anatómica de los dedos por medio de las articulaciones *metatarsofalángicas*. Éstas se forman por la relación entre la superficie convexa de la cabeza de cada metatarsiano con la correspondiente concavidad de la base de la falange proximal ^(1, 5-7). Anatómicamente se conforma como una articulación condílea, sin embargo, la acción de los potentes ligamentos colaterales limita el movimiento articular prácticamente al plano sagital mediante flexo-extensión de los dedos ⁽¹⁰⁾. Aún así, están descritos mínimos movimientos de abducción-adducción y eversión-inversión.

Especial desarrollo ha adquirido la primera de las articulaciones metatarsofalángicas debido a su importancia durante el período propulsivo. Los ligamentos que refuerzan la cápsula articular engloban la base de la falange proximal, la cabeza del I metatarsiano, y los dos huesos sesamoideos. Estos ligamentos son los colaterales, los ligamentos suspensorios, los metatarsosesamoideos, los sesamoideofalángicos y el intersesamoideo. Los ligamentos colaterales se proyectan distal y plantarmente desde la zona dorso-medial y dorso-lateral de la cabeza del metatarsiano hacia los correspondientes tubérculos plantares de la base de la falange proximal ⁽⁵³⁾. Los sesamoideos están incluidos en una formación fibrocartilaginosa que está fuertemente unida a la base de la falange proximal del primer dedo ⁽⁵⁴⁾. Es lo que en la literatura anglosajona y americana se conoce como «plantar pad» o «plantar plate», y lo que Viladot ^(28, 55) llama *rodete glenosesamoideo*, que no es más que una masa de tejido fibroso denso ⁽⁵³⁾, formada por la unión de tendones, cápsula y ligamentos en la cara plantar de las articulaciones metatarsofalángicas. En el caso de la primera articulación metatarsofalángica, la parte superior de esta placa forma una superficie articular continua con la de la base de la falange, formando parte de la superficie articular total para la cabeza del metatarsiano ⁽⁵⁶⁾. Estos huesecillos son intracapsulares, y reciben parcialmente la inserción de los músculos flexor corto, adductor y abductor del primer dedo. Los sesamoideos mantienen su estabilidad gracias a varios ligamentos.

Desde el punto de origen de los ligamentos colaterales en la cabeza del I metatarsiano emergen otros dos ligamentos que discurren plantarmente para alcanzar la zona medial de la almohadilla fibrosa y el sesamoideo medial, y la

zona lateral de dicha almohadilla y el sesamoideo lateral, respectivamente. Son los ligamentos suspensorios metatarsofalángicos medial y lateral, también llamados ligamentos del sesamoideo medial y lateral ⁽⁵³⁾. Los sesamoideos están firmemente unidos entre sí por un fuerte y grueso haz de fibras transversas, el ligamento intersesamoideo plantar ^(28, 57).

La cara plantar de la cápsula articular está reforzada por un ligamento metatarsofalángico plantar, el cual está unido a una faceta prominente de la base de la falange proximal, y conectada al metatarsiano únicamente por tejido sinovial ⁽⁵⁸⁾, y por lo tanto es de inserción laxa en el metatarsiano y firme en la base falángica ⁽¹⁾. Los ligamentos metatarsosesamoideos y sesamoideofalángicos son parte de los ligamentos plantares metatarsofalángicos, inseparables de la cápsula articular, que se encuentran entre, y fundidos con, los ligamentos colaterales. Los metatarsosesamoideos van desde el metatarsiano a los sesamoideos, y los sesamoideofalángicos discurren desde los sesamoideos hasta la superficie plantar de la base de la falange ⁽⁵⁹⁾.

Las articulaciones *interfalángicas* son trócleas, anatómica y funcionalmente, estabilizadas por ligamentos colaterales y con capacidad de flexo-extensión ^(1, 6).

I. II. IMAGEN RADIOGRÁFICA NORMAL DEL METATARSO

La radiografía del pie es una sombra dirigida y plasmada en una película sobre la cual se imprime la silueta ósea creada a partir de la emisión de radiación X sobre el cuerpo en estudio.

Mediante el estudio descriptivo y comparativo de la imagen radiográfica del pie, pueden realizarse estudios fiables para valorar situaciones de anomalía en la conformación ósea causantes de deformidades y dolor en el pie y estructuras superiores.

Es conocido que la imagen radiológica fijada sobre la placa no muestra la realidad de la figura del objeto radiografiado. Esto se debe principalmente a

que los tres ejes dimensionales que rigen la estructura del cuerpo quedan reducidos a dos, es decir, una radiografía consiste en una imagen bidimensional del cuerpo tridimensional en estudio ^(42, 60, 61).

Actualmente, mediante la digitalización de diversos cortes transversos de tomografías puede elaborarse una imagen tridimensional de la estructura esquelética del pie para establecer relaciones angulares entre las distintas piezas óseas respecto a sus tres ejes dimensionales. Este proyecto fue publicado recientemente por Camacho et al ⁽⁶²⁾ en 2002.

Existen además diversos factores que influyen en la calidad de la imagen radiológica y en la fidelidad de la imagen obtenida respecto a la realidad radiografiada. Estos factores pueden depender del foco generador de la radiación, de las características del cuerpo radiografiado (densidad), del conjunto chasis-placa radiográfica, y de las relaciones geométricas del conjunto foco-cuerpo-placa (distancia foco-objeto-placa, posición y oblicuidad del objeto) ^(42, 60, 61).

I.II.1. Proyecciones radiográficas para el estudio metatarsal

Las proyecciones radiográficas permiten la visualización de un solo plano anatómico. La trayectoria del haz de rayos es descrita en función de su dirección haciendo referencia a las estructuras anatómicas a las cuales atraviesa, nombrándose en primer lugar la superficie de entrada y posteriormente la de salida ⁽⁴²⁾.

En podología se usan diversas proyecciones radiográficas con diferentes localizaciones de centrado de la radiación, según la región anatómica implicada en el estudio radiológico. Las distintas proyecciones radiográficas descritas pueden agruparse en proyecciones estandarizadas, proyecciones especiales y proyecciones funcionales ⁽⁴²⁾.

El uso de proyecciones estandarizadas es básico para cualquier investigación sobre condiciones biomecánicas del pie ^(42, 63-67). Éstas ofrecen una visualización óptima de los huesos del pie, pudiendo familiarizarse

fácilmente el explorador con la imagen radiográfica normal, las superposiciones óseas y las alineaciones y angulaciones fisiológicas. Son proyecciones estandarizadas (6, 41-43, 68-72):

- proyección lateral del pie,
- proyección dorsoplantar del pie,
- proyección posteroplantar del calcáneo,
- proyección lateral de los dedos,
- proyección anteroposterior del tobillo, y
- proyección lateral del tobillo.

Todas ellas realizadas con el paciente en bipedestación, sobre el cajón de proyecciones radiográficas y cargando el peso corporal en ambos pies. También es posible la realización de estas proyecciones en descarga, aunque actualmente se están propiciando las exploraciones radiológicas del pie en carga en detrimento de las anteriores.

Las proyecciones especiales suelen añadirse a un estudio radiológico básico realizado previamente con proyecciones estandarizadas, y se consiguen mediante la variación en las posiciones y ángulos del pie. Las proyecciones especiales empleadas tradicionalmente son (41-43, 68, 71,72):

- proyección oblicua del tobillo en carga,
- proyección oblicua del pie en carga,
- proyección especial del pie en descarga,
- proyección plantolateral del pie en descarga, y
- proyección plantomedial del pie en descarga.

En los últimos tiempos se han desarrollado nuevas proyecciones especiales, destinadas a facilitar el diagnóstico de patologías concretas, todas ellas realizadas en carga, como son (42, 68, 72, 73):

- proyección axial de los sesamoideos,
- proyección axial para el contorno del talón,
- proyección axial para el primer y segundo segmentos metatarsocuneiformes,

- proyección anteroposterior de tobillo y tarso, y
- proyección oblicua del seno del tarso y de las articulaciones subastragalina y calcáneocuboidea.

Por último, para la realización de proyecciones funcionales es necesario fijar la articulación en estudio en una posición determinada. Es el caso de la proyección funcional para la valoración de la primera articulación metatarsofalángica.

De las proyecciones del pie anteriormente citadas, para el estudio del metatarso resultan de especial interés las proyecciones lateral y dorsoplantar estandarizadas en carga, así como la proyección axial especial de los sesamoideos y área metatarsofalángica.

La *proyección lateral estandarizada del pie* suele realizarse con el individuo de pie, colocando la superficie medial del pie en estudio en contacto directo con el chasis radiográfico, que contiene la placa. Éste debe mantenerse vertical y perpendicular al suelo. Para ello, es necesario encajarlo en la ranura que, para tal finalidad, dispone el cajón específico para radiología del pie. El haz de rayos debe incidir perpendicularmente sobre la placa, centrándose sobre la cara lateral de la cabeza astragalina.

Normalmente, esta proyección suele realizarse con el pie sometido a la carga del peso corporal, con el individuo en bipedestación; aunque también puede realizarse la técnica en descarga, con el sujeto en sedestación y considerando las mismas condiciones de angulación y centrado del rayo.

Dado que la imagen bidimensional de la placa radiográfica sólo presenta una imagen del pie ubicada en un plano, suele ser necesario completar el estudio radiológico con, al menos, dos proyecciones realizadas en distinto plano para obtener mayor información. La proyección lateral estandarizada en carga suele acompañarse de una *proyección dorsoplantar estandarizada del pie*. Ésta se realiza con el sujeto de pie sobre el chasis, centrandlo el rayo sobre el centro de la cabeza astragalina o la línea de Chopart, con una inclinación de 15° respecto a la vertical ⁽⁴²⁾. Igualmente, esta proyección puede realizarse en

descarga, con el sujeto en sedestación y apoyando la planta del pie sobre el chasis.

Para la *proyección axial especial de sesamoideos y área metatarsofalángica* son necesarios ciertos dispositivos de madera empleados para posicionar el pie. Se emplean cuñas de madera en talón y dedos con el objetivo de elevar estas zonas y permitir que los sesamoideos del I metatarsiano y la región metatarsofalángica sea radiografiada con el paciente en bipedestación, evitando de esta forma superposiciones óseas de otras estructuras en la imagen radiológica. El dispositivo en cuña de talón debe suponer una inclinación de 12°, mientras que el de la zona de los dedos se inclina hasta los 32°. Downey y Dorothy ⁽⁷⁴⁾ crearon en 1969 un sistema similar con el mismo propósito. Aunque sólo vaya a ser radiografiado un pie es necesario emplear dos pares de cuñas, colocándose bajo ambos pies para evitar desequilibrios y tensiones anormales en la estructura normal del pie.

Chang ⁽⁷⁵⁾ emplea un dispositivo similar de una única pieza, obteniendo el mismo resultado. Otras técnicas de proyección axial de las cabezas metatarsales son las descritas por Lewis ⁽⁷⁶⁾, Roig Puerta ⁽⁷⁷⁾ y Holly ⁽⁷⁸⁾, todas en descarga.

La punta de los dedos debe contactar con el chasis, colocado verticalmente en el cajón. El rayo debe centrarse en el medio de la zona en estudio, en este caso la región metatarsofalángica, proyectándose perpendicularmente sobre el chasis apenas elevado un centímetro (1,27 cm) sobre la superficie de la plataforma.

Dreeben et al ⁽⁷³⁾ diseñaron en 1987 un sistema para la realización de proyecciones de sesamoideos, a partir de un apoyo natural del pie en estudio. Este sistema se basó en la incidencia desde plantar de la radiación sobre el pie apoyado sobre una estructura de metacrilato.

I.II.2. Imagen normal y relaciones angulares en proyección dorsoplantar

La imagen radiográfica normal de los metatarsianos varía en función de que se trate de hueso inmaduro o hueso maduro. En el metatarsiano, en período de osificación, pueden diferenciarse las siguientes regiones ^(42, 43):

- *diáfisis*, cortex de densidad aumentada con cavidad medular de densidad disminuida;
- *metáfisis*, extensión final de la diáfisis de la zona de crecimiento óseo;
- *zona de calcificación preparatoria*, área de densidad aumentada al final de la metáfisis;
- *disco epifisario*, zona cartilaginosa, con densidad disminuida,
- *centro de osificación epifisario*, área de densidad aumentada; y
- *cartílago articular*, cubriendo la extremidad de cada hueso, con densidad de tejido blando y raramente apreciada en la radiografía.

Una vez completado el proceso de osificación (hacia los 17- 20 años de edad) ^(1, 2, 4, 6, 24, 41, 42, 44-47), la estructura radiológica de los metatarsianos es más simple, mostrando tres regiones bien diferenciadas y en ciertas ocasiones la línea de cierre del proceso de osificación ⁽⁴¹⁻⁴³⁾:

- *diáfisis*, más delgada que el hueso inmaduro, con la densidad aumentada en la cortical y disminución de la cavidad medular con la edad;
- *metáfisis*, presenta menor expansión que en el hueso inmaduro, con hueso trabecular más acentuado que en la diáfisis y menor densidad de la cortical;
- *epífisis*, presenta densidad trabecular menos intensa con una capa perimetral de cortical de densidad aumentada; y
- *línea de fusión epifiso-metafisaria*, línea de densidad aumentada en lugar de la fusión entre la epífisis y la metáfisis.

Los huesos del tarso menor y del metatarso se alinean en segmentos o columnas aumentando de esta forma su eficacia y función para la transmisión

de vectores de fuerza durante la estática y la marcha. La columna medial está constituida por el escafoides, las tres cuñas y los metatarsianos I, II y III. El segmento lateral lo constituyen el cuboides y los metatarsianos IV y V. La estructura y la función del pie no finalizan en las cabezas metatarsales, sino que los dedos suponen una continuidad anatómica y funcional de los segmentos medial y lateral ^(5, 42).

Sobre una proyección dorsoplantar pueden establecerse ciertas referencias de normalidad en la columna medial del pie ^(41, 42, 79):

- el eje transversal del escafoide es perpendicular al eje longitudinal del pie, que pasa por el centro del talón y por el segundo espacio intermetatarsal;
- el borde medial del primer cuneiforme es paralelo a este eje longitudinal del pie;
- la segunda cuña está levemente desviada del eje longitudinal del pie;
- la posición del cuneiforme lateral se calcula por su articulación con el escafoide;
- el I metatarsiano está orientado en ligera abducción respecto a este eje longitudinal;
- los ejes diafisarios del II y III metatarsianos son aproximadamente paralelos al eje longitudinal del pie;
- la línea articular de la primera articulación metatarsocuneiforme se encuentra desviada respecto al eje transversal del tarso; y
- el II metatarsiano forma con la segunda cuña un segmento alineado.

En la columna lateral pueden señalarse varias condiciones de normalidad en placas dorsoplantares ^(41, 42, 79):

- el cuboides muestra una alineación perfecta con la cara anterior del calcáneo;
- el IV metatarsiano se superpone sobre la base del V metatarsiano en un 50%;

- la cara posterior de la base del V metatarsiano forma una línea oblicua con el cuboide.

Anatómicamente, los segmentos medial y lateral del pie están relacionados por la articulación cuneocuboidea y la articulación de las bases de III y IV metatarsianos. Radiológicamente, estas articulaciones pueden apreciarse en una proyección oblicua.

En una proyección dorsoplantar puede apreciarse la diferencia en longitud de los cinco radios del pie. El quinto radio es el que menor longitud presenta, incrementándose ésta en los metatarsianos vecinos. Existe, por lo tanto, un crecimiento progresivo en la longitud de los radios del pie desde lateral hacia medial, de forma que es posible trazar una línea curva a través de las cinco articulaciones metatarsofalángicas, describiendo una parábola. Es por ello que la región metatarsal también pueda describirse haciendo referencia a su forma, empleando el término *parábola metatarsal*, encontrándose descrita la funcionalidad biomecánica del trazado normal de esta parábola. El concepto de protusión metatarsal, responsable de la forma parabólica de esta región anatómica, y los sistemas descritos de medición de ésta se desarrollan en el apartado *I. IV. CONCEPTO DE PROTUSIÓN METATARSAL*.

Existen múltiples mediciones radiográficas elaboradas a partir de proyecciones dorsoplantares sobre la región metatarsal, consistentes en la determinación de puntos de referencia, líneas y ángulos que pueden ser comparados o medidos para obtener valores numéricos. Los valores obtenidos de esta manera pueden establecerse como criterio de normalidad en la determinación de las posiciones relativas de los huesos estudiados, elaborándose una clasificación de anomalías de los mismos para ciertos valores de estas líneas o ángulos.

Möller ⁽⁸⁰⁾ establece un grosor normal de 5 milímetros para la cortical de la diáfisis del II metatarsiano medida en el centro. El espacio articular en las articulaciones tarsometatarsianas debe presentar una anchura comprendida entre 2 y 2,5 milímetros en la imagen radiológica ⁽⁸⁰⁾.

La línea más empleada en placas dorsoplantares sobre el metatarso es el *eje longitudinal o diafisario de cada metatarsiano* según Gamble y Yale ⁽⁴²⁾, Montagne et al ⁽⁴¹⁾, Valero ⁽⁸¹⁾ y Sanner ⁽⁸²⁾. Para trazarlo, es necesario medir previamente la anchura de la diáfisis metatarsal en dos áreas, una proximal y otra distal. Distal al ensanchamiento de la base del metatarsiano se mide la distancia que separa las superficies más externas en las corticales lateral y medial y se marca el punto medio (A). Este procedimiento se repite en el extremo distal de la diáfisis metatarsal, marcándose el punto (B). Posteriormente se traza la línea que une ambos puntos y determina el eje longitudinal del metatarsiano ^(41, 42, 81, 82). El mismo procedimiento se emplea para trazar el eje diafisario de las falanges ^(41, 42, 81-83) (Fig.1).

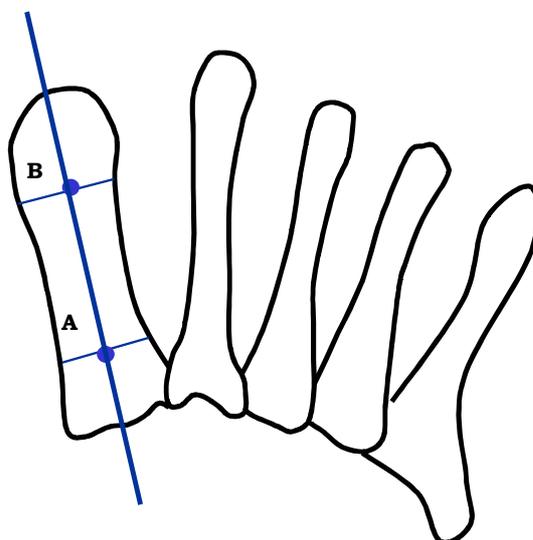


Fig. 1. Trazado del eje diafisario metatarsal

El *ángulo metatarsus adductus* se encuentra descrito en la literatura por diversos autores, que emplean distintas referencias anatómicas para su trazado ^(8, 84-87); este ángulo es el formado entre la perpendicular al eje del tarso menor y el eje longitudinal del II metatarsiano.

A continuación se presenta el sistema más empleado para trazar el eje del tarso menor: se marca el punto más medial de la línea articular entre el I metatarsiano y la primera cuña (A), y el punto más medial de la articulación astrágaloescafoidea (B). Ambos puntos se unen por una línea y se marca su punto medio (C). En el lateral del pie se marcan el punto más lateral de la cuarta articulación metatarsocuneana y el cuboides (D), como describen diversos autores ^(9, 82, 88-94) (este último punto puede establecerse también a nivel de la quinta articulación metatarsocuneana) ^(83, 84, 95-97), y el punto más lateral de la articulación calcáneo-cuboidea (E). El punto medio de la línea DE es marcado (F) y unido con C constituyendo el eje transverso del tarso menor (Fig. 2).

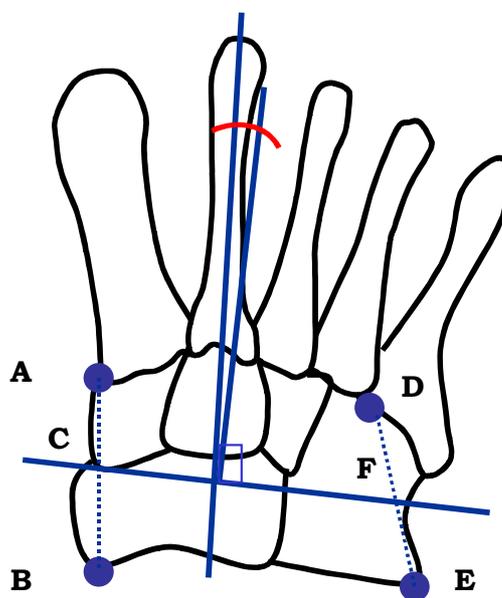


Fig. 2. Ángulo metatarsus adductus

El ángulo metatarsus adductus, como se ha indicado, es el formado entre la perpendicular al eje del tarso menor y el eje longitudinal del II metatarsiano, los valores de normalidad se presentan en la Tabla 1.

TABLA 1. VALORES DE NORMALIDAD DEL ÁNGULO METATARSUS ADDUCTUS

Banks et al ⁽⁹⁸⁾ Weissman ⁽⁹⁹⁾ Griffiths y Palladino ⁽⁹²⁾	$\leq 14^\circ$
Gentili et al ⁽⁸³⁾ Palladino ⁽⁹³⁾ Gerbert ⁽¹⁰⁰⁾ Coughlin y Shurmas ⁽¹⁰¹⁾ Yu y DiNapoli ⁽¹⁰²⁾	$\leq 15^\circ$
Bryant et al ⁽⁹⁵⁾	$17,7^\circ \pm 4,6$
Sanner ⁽⁸²⁾	$10^\circ - 20^\circ$
Michaud ⁽⁹⁾	$\leq 10^\circ$

El *ángulo hallux valgus* se mide con los ejes diafisarios o ejes longitudinales del I metatarsiano y de la falange proximal del hallux, tal y como describen diversos autores (41, 43, 81, 82, 88, 95, 103-106) (Fig. 3).

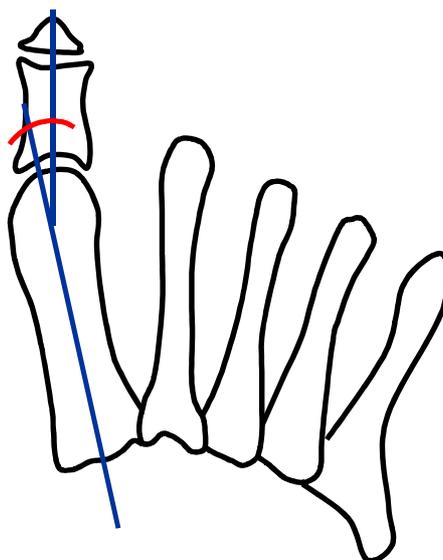


Fig. 3. Ángulo hallux abductus valgus

Los valores de normalidad del ángulo hallux valgus se presentan en la Tabla 2.

**TABLA 2. VALORES DE NORMALIDAD
DEL ÁNGULO HALLUX VALGUS**

Osher ⁽¹⁰³⁾ Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ Gentili et al ⁽⁸³⁾	5° - 10°
Mercado ⁽¹⁰⁷⁾	5° - 20°
Möller ⁽⁸⁰⁾	20°
Withney ⁽⁹⁶⁾	14°
Sanner ⁽⁸²⁾ Keats ⁽¹⁰⁸⁾	≤ 15°
Johnson ⁽⁴³⁾	15° - 16°
LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾	< 16°
Steel ⁽¹¹⁰⁾ Renton ⁽⁴⁵⁾	0° - 32°
Cavanagh et al ⁽¹¹¹⁾	14,4° ± 8,8
Price ⁽¹¹²⁾	9° - 17°
Valero ⁽⁸¹⁾	10° - 15°
Novel y Ogalla ⁽⁸⁸⁾	0° - 10°

Su homólogo en el quinto radio, formado por los ejes diafisarios del V metatarsiano y de la falange proximal del quinto dedo varía entre 8 y 10° según Montagne et al ⁽⁴¹⁾.

El ángulo formado entre los ejes longitudinales de las falanges distal y proximal del hallux, o *ángulo interfalángico*, debe ser nulo según Montagne et al ⁽⁴¹⁾, o con valores comprendidos entre 0° y 10° como referencian algunos autores ^(81, 88, 109).

Los valores de normalidad del ángulo interfalángico se muestran en la Tabla 3.

TABLA 3. VALORES DE NORMALIDAD DEL ÁNGULO INTERFALÁNGICO

Montagne et al ⁽⁴¹⁾	0°
Valero ⁽⁸¹⁾ Novel y Ogalla ⁽⁸⁸⁾ LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾	0° - 10°
Withney ⁽⁹⁶⁾	12°
Sanner ⁽⁸²⁾	13°
Johnson ⁽⁴³⁾	8° - 10°
Keats ⁽¹⁰⁸⁾	< 8°
Steel ⁽¹¹⁰⁾ Renton ⁽⁴⁵⁾	6°- 24°
Gentili et al ⁽⁸³⁾	9°
Cavanagh et al ⁽¹¹¹⁾	10,4° ± 4,4
Price ⁽¹¹²⁾	11° - 19°

La *oblicuidad del eje diafisario* de cada metatarsiano con relación a la interlínea de Lisfranc aumenta de forma gradual de 41° para el I metatarsiano hasta 66° para el V metatarsiano ⁽⁴¹⁾.

El ángulo formado entre los ejes diafisarios de I y II metatarsianos se denomina *ángulo metatarsus primus adductus* ^(82, 83, 88, 95), *ángulo intermetatarsiano I-II* ^(42, 43, 68, 81, 83, 106, 109), o *ángulo de dispersión I-II metatarsianos* ⁽⁴⁶⁾ (Fig. 4). El incremento de este valor determina la deformidad de metatarsus primus varus, asociada a un proceso de hallux abductus valgus ⁽⁴¹⁾.

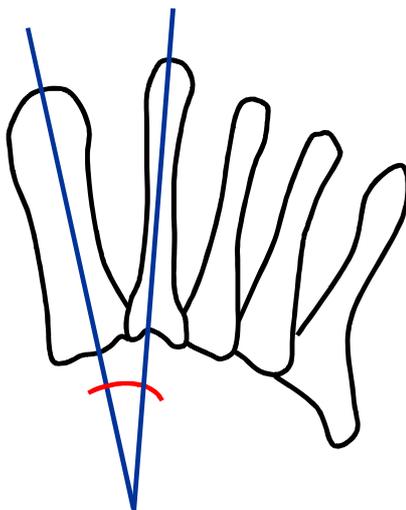


Fig. 4. Ángulo intermetatarsiano I-II

Los valores de normalidad del ángulo intermetatarsiano I-II se muestran en la Tabla 4.

TABLA 4. VALORES DE NORMALIDAD DEL ÁNGULO INTERMETATARSIANO I-II

Gentili et al ⁽⁸³⁾ Bryant et al ⁽⁹⁵⁾	8° - 12°
Sanner ⁽⁸²⁾ Valero ⁽⁸¹⁾	8° - 12° pie recto 8° - 10° pie adductus
LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾	0° - 14° pie recto 0° - 12° pie adductus
Price ⁽¹¹²⁾	5° - 9°
Mercado ⁽¹⁰⁷⁾	6° - 8°
Jonson ⁽⁴³⁾	8° - 10°
Steel ⁽¹¹⁰⁾ Renton ⁽⁴⁵⁾	4° - 23°
Keats ⁽¹⁰⁸⁾	< 10°
Möller ⁽⁸⁰⁾	7,4° ± 2,6

Withney ⁽⁹⁶⁾ denomina a este ángulo intermetatarsal I-II primer ángulo intermetatarsal, y establece como valor de normalidad 5°. Este autor aporta los valores de normalidad para el resto de los ángulos intermetarsales: 1° para el segundo (formado por los ejes diafisarios de II y III metatarsianos), 4° para el tercero, y 10° para el cuarto.

Otras mediciones que incluyen a la paleta metatarsal completa son la anchura metatarsal y el ángulo intermetatarsal I-V. La *anchura metatarsal* puede valorarse contemplándose los puntos más laterales de las cabezas de I y V metatarsianos según Bryan et al ⁽⁹⁵⁾ y Lamur et al ⁽¹¹³⁾. Esta distancia, según Steel ⁽¹¹⁰⁾ debe oscilar entre 75 y 86 milímetros. Valley y Reese ⁽¹¹⁴⁾ miden la distancia comprendida entre los puntos en las cabezas metatarsales formados por la intersección de la superficie articular de la cabeza metatarsal con el eje diafisarios del metatarsiano.

El *ángulo intermetatarsiano I-V*, formado por los ejes diafisarios de ambos metatarsianos, muestra un valor de normalidad de $22,9^\circ \pm 4,3$ según Canavagh et al ⁽¹¹¹⁾. Price ⁽¹¹²⁾ estima valores comprendidos entre 23° y 29°, y Steel ⁽¹¹⁰⁾ y Renton ⁽⁴⁵⁾ entre 14° y 35°.

I.II.3. Imagen normal y relaciones angulares en proyección lateral

En una proyección lateral del metatarso pueden apreciarse las siguientes referencias de normalidad ⁽⁴²⁾. Respecto a la columna interna:

- continuidad plantar en el alineamiento del escafoides con el primer cuneiforme;
- espacio articular uniforme en la línea formada por el cuneiforme medial y el I metatarsiano.

En la columna lateral puede observarse en condiciones de normalidad:

- declinación progresiva de los cinco metatarsianos respecto al suelo, presentando el V el menor valor de declinación.

En la proyección lateral puede apreciarse la diferencia de inclinación de los cinco metatarsianos sobre el suelo ^(41, 42, 79, 81). Este *ángulo de Fick*, constituido entre el eje diafisario de cada uno de los metatarsianos con el apoyo del suelo, presenta un valor de normalidad de entre 18 y 25° para el I metatarsiano y va decreciendo progresivamente, 15° para el II metatarsiano, 10° para el III, y 8° para el IV; por último, para el V metatarsiano alcanza un valor de 5° ^(18, 23, 28, 55, 115). Cavanagh et al ⁽¹¹¹⁾ establecieron valores de $21,3^\circ \pm 4,6$ de inclinación del I metatarsiano, y $11^\circ \pm 3$ de inclinación del V metatarsiano.

Montagne et al ⁽⁴¹⁾, Campo ⁽⁷⁹⁾ y Franch et al ⁽⁴⁶⁾ referencian la orientación normal del I metatarsiano mediante las líneas de Feiss y de Shade. La *línea de Feiss* se refiere a la alineación entre el centro de la polea astragalina, el centro del escafoides y el punto más bajo de la cabeza del I metatarsiano. La *línea de Shade* es la formada entre el borde inferior de la cara posterior de la polea astragalina, el centro del escafoides, el centro de la primera cuña y el de la cabeza del I metatarsiano.

El *ángulo intermetatarsiano I-II lateral*, formado por las dos corticales de ambos metatarsianos, presenta un valor de normalidad de $1,02^\circ \pm 1,2$ según el estudio Bryant et al ⁽⁹⁵⁾.

I. III. BIOMECÁNICA ANALÍTICA DEL METATARSO

I.III.1. Cinemática de las articulaciones del metatarso

Referente a las articulaciones de la región metatarsal, éstas pueden diferenciarse entre articulaciones limítrofes y articulaciones contenidas dentro de la propia región anatómica. Las denominadas limítrofes son aquellas que representan la línea de unión respecto a otra región anatómica, como es el caso de la articulación de Lisfranc (coyuntura entre el metatarso y el tarso menor), y las articulaciones metatarsofalángicas (coyuntura entre el metatarso y los dedos).

La línea articular de *Lisfranc* muestra una orientación oblicua irregular desde proximal y lateral hacia distal y medial, con una falla a nivel de la articulación entre el II metatarsiano y la segunda cuña. En un plano frontal, la articulación de Lisfranc describe una línea parabólica de concavidad plantar y con el ápice ubicado a nivel de la segunda articulación metatarsocuneana.

Este complejo articular se encuentra constituido a su vez por cinco pequeñas articulaciones formadas por cada metatarsiano con su cuña correspondiente (en el caso de I, II y III), y con el cuboides (para el IV y V metatarsiano).

Cada una de estas cinco articulaciones son artrodias, compuestas por superficies articulares planas, en las cuales se permite una limitada amplitud de deslizamiento entre ambas (1, 33, 116). No han sido descritas hasta la actualidad ni las amplitudes de movimiento fisiológico, ni los ejes sobre los cuales se producen los mismos, a excepción de I y V metatarsianos.

Kapandji (23) describe la conformación del arco anterior del pie, formado por la sección frontal de las cinco cabezas metatarsales como consecuencia de los movimientos específicos que se producen en la articulación de Lisfranc.

Los ejes resultantes de movimiento se han identificado para tres de las cinco líneas articulares de Lisfranc, la primera, la tercera y la quinta (33).

El eje de movimiento del primer radio fue descrito por Hicks (117) en 1953 como aquel que discurre desde la parte media del dorso del pie sobre la base del III metatarsiano, hasta el tubérculo del escafoides, con una inclinación aproximada de 45° con respecto a los planos sagital y frontal, y sólo con una ligera inclinación con respecto al plano transversal (8, 26, 117-119). Aunque el primer radio posee un movimiento por tanto triplanar, debido a su condición de casi paralelismo con respecto al plano transversal, el movimiento en dicho plano es muy pequeño y clínicamente insignificante en condiciones normales (8). 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, y siendo aproximadamente iguales la cantidad de dorsiflexión-plantarflexión y la de

inversión-eversión ⁽⁸⁾. La amplitud total de movimiento de la primera articulación de Lisfranc alrededor de su eje mide 22° ⁽¹¹⁷⁾. Clínicamente, la máxima amplitud de esta articulación en dorsiflexión es de aproximadamente 10 milímetros por encima de los metatarsianos menores, y la máxima amplitud de flexión plantar es de 10 milímetros por debajo de este plano. Root ⁽⁸⁾ establece esta última acción como un movimiento de 10° para facilitar la extensión de la articulación metatarsofalángica.

El eje de la tercera articulación de Lisfranc, tal y como describe Hicks ⁽¹¹⁷⁾, muestra una alineación transversa que corre cerca del tercer hueso cuneiforme y está situado casi perpendicular a la referencia longitudinal del pie. El movimiento resultante alrededor de este eje es básicamente monoplanar debido a su casi coincidente alineación con el eje longitudinal del pie. Los movimientos rotatorios que se producen son de flexión dorsal y de flexión plantar.

El eje de movimiento del quinto radio, al igual que en el primero, también es triplanar. Forma un ángulo de 20° con el plano transversal y 35° con el plano sagital, describiendo una trayectoria similar al eje de la articulación subastragalina ^(8-10, 26, 117-119). Permite movimientos de flexión dorsal-eversión-abducción, y flexión plantar-inversión-adducción del V metatarsiano ^(8-10, 26, 117-119). El eje de movimiento presenta escasa desviación respecto al plano transversal, consecuentemente los componentes de abducción y adducción en los movimientos triplanares del quinto radio son casi inapreciables clínicamente ⁽²⁶⁾. Hicks ⁽¹¹⁷⁾ informa de un rango de movimiento de 10° , con unos valores funcionales no conocidos, aunque parece que son iguales los recorridos en flexión dorsal que en flexión plantar ⁽⁸⁾.

De esta forma, durante los movimientos simultáneos de flexión plantar de I y V metatarsianos se produce la convergencia de la orientación de las superficies plantares de ambas cabezas metatarsales. Acompañando a los movimientos de flexión plantar de primer y quinto radio, la tercera articulación metatarsocuneana y la articulación del IV metatarsiano con el cuboides describen un ligero deslizamiento en flexión plantar de III y IV metatarsianos que contribuye a la formación del arco anterior. En todo este mecanismo de deformación de la línea articular de Lisfranc permanece

inalterable la relación entre el II metatarsiano con la segunda cuña, que se mantiene como punto más alto de la bóveda transversa ⁽²³⁾.

Oldenbrook y Smith ⁽¹²⁰⁾, al examinar el movimiento de las articulaciones menores de Lisfranc, observaron que estas articulaciones mostraban una mayor amplitud de movimiento en el plano frontal que la primera articulación metatarsocuneana. Sin embargo, al examinar la movilidad en el plano sagital, estas articulaciones mostraron menor amplitud que la primera, con un rango de flexión dorsal mucho menor que el de flexión plantar. Esto concuerda con las observaciones de Root ⁽⁸⁾ y Kapandji ⁽²³⁾, quienes afirman que las articulaciones tarsometatarsianas de los radios menores sólo tienen capacidad para realizar flexión plantar desde su posición cero. Sammarco ⁽¹¹⁸⁾ afirma que la segunda articulación metatarsocuneana es la más rígida de todas, Pisani ⁽¹²¹⁾ establece la cuarta como la de menor amplitud en flexión dorsal, y Viladot ⁽²⁸⁾ afirma que son el II y el III metatarsianos los que presentan menor amplitud de movimiento.

Aunque sí que se encuentran descritos los citados movimientos y ejes en primer y quinto radio, es discutida la existencia del arco anterior del pie. En controversia con la argumentación de algunos anatomistas clásicos que afirman que el metatarso sólo apoya por medio de las cabezas de I y V metatarsianos debido a la existencia del arco transversal ⁽¹²²⁾, actualmente se entiende que éste sólo existe cuando el pie no se encuentra sometido a carga, sin embargo desaparece durante la bipedestación, evidenciándose por el apoyo de las cinco cabezas metatarsales sobre el suelo ^(6, 18, 24, 25, 28).

Otra teoría alemana menos aceptada, a la cual hace alusión Viladot ⁽²⁸⁾, ha argumentado contrariamente a la existencia del arco transversal, proponiendo un apoyo metatarsal a expensas de los metatarsianos centrales.

Kapandji ⁽²³⁾ opina que, cuando el pie se encuentra soportando carga, el arco transversal se aplanan y se expande a un lado y otro del II metatarsiano, tensionando el ligamento transversal profundo, que controla dicha expansión. Esta expansión se debe al movimiento producido en las articulaciones tarsometatarsianas y en las articulaciones tarsianas. La apertura aumenta 5 mm entre el I y II metatarsianos, 2 mm entre el II y el III, 4 mm entre III y IV, y

1,5 mm ente IV y V, de modo que el total del antepié se ensancha 12,5 mm en condiciones de apoyo.

Las *articulaciones intermetatarsianas* se deben a la relación lateral entre los distintos metatarsianos, permitiendo un ligero deslizamiento no cuantificado tanto dorsal como plantar, acompañando a la deformación de la línea articular de Lisfranc ^(1, 4, 23).

En la zona distal del metatarso se encuentran las *articulaciones metatarsofalángicas*, constituidas por las cabezas de los metatarsianos y las bases de las falanges proximales. Son articulaciones condíleas ^(10, 33), y presentan dos ejes de movimiento, el transversal y el vertical ^(8, 10). Sobre el primero se producen los movimientos de flexión y extensión, y sobre el segundo los movimientos de abducción y adducción. Éstos últimos se encuentran muy limitados debido a la importante acción de los ligamentos metatarsofalángicos colaterales, presentando en torno a los 10-20° ⁽¹²³⁾. Aparentemente no se establece movimiento en el plano frontal en una articulación metatarsofalángica normal ⁽³³⁾.

Sammarco ⁽¹¹⁸⁾ establece que el eje de rotación vertical de la primera articulación metatarsofalángica, sobre el que se produce el movimiento en el plano transversal, se sitúa cerca de la base del I metatarsiano y describe un movimiento de translación entre la cabeza metatarsal y la base de la falange proximal.

La amplitud de los movimientos de flexión y extensión varía entre el primer dedo y los dedos menores. Éstos últimos presentan una amplitud de 40° de flexión y 40° de extensión según Root ⁽¹²³⁾, y 45°-50° de flexión y 90° de extensión según Kapandji ⁽²³⁾ y Sammarco ⁽¹¹⁸⁾.

Las amplitudes de movimiento de flexoextensión de la primera articulación metatarsofalángica así como las limitaciones en las mismas han sido ampliamente estudiadas en la literatura por diversos autores ^(124, 125). Suelen entenderse como valores de normalidad hasta 90° de flexión y 90° de extensión según autores ⁽¹²³⁾.

Sammarco ⁽¹¹⁸⁾ afirma que la localización del eje transversal en esta primera articulación metatarsofalángica, sobre el que se producen movimientos de flexión y extensión, es variable, y depende de la posición del primer dedo en el plano sagital.

Si analizamos el conjunto articular metatarsofalángico, puede evidenciarse que la distinta protusión de los metatarsianos configura una línea articular con importantes implicaciones biomecánicas ^(26, 33). Las diversas longitudes metatarsianas, con un II metatarsiano normalmente más largo, condiciona la formación de dos ejes funcionales para la extensión metatarsofalángica, pasando ambos por el II metatarsiano.

El primero, el eje metatarsofalángico oblicuo, pasa a través de las articulaciones metatarsofalángicas segunda a quinta, y se denomina *interrupción del metatarso*. Mann ⁽¹²⁶⁾ describe que este eje tiene un promedio de desviación de 62° desde el eje longitudinal del pie. El segundo, el *eje transversal*, pasa entre las articulaciones metatarsofalángicas primera y segunda, y presenta una alineación mucho más perpendicular al eje longitudinal de referencia. La trascendencia de que existan dos ejes funcionales radica en cuál de los dos se emplee en el último momento de la fase propulsiva, pudiéndose alterar la funcionalidad de palanca del pie en este período.

I.III.2. Biomecánica de la parábola metatarsal

La funcionalidad de cualquier región anatómica viene determinada por su morfología y la relación entre los distintos huesos, articulaciones y ejes de movimiento que la componen ^(4, 23). Hirsch ⁽¹⁷⁾ resalta la especificidad funcional de las distintas regiones anatómicas del pie en función de la conformación de los huesos que la componen. Atendiendo a la región de metatarso y dedos, es bien conocido que el gesto de impulso durante la marcha se encuentra influenciado por la protusión metatarsal. Variaciones anatómicas en la longitud de algún metatarsiano pueden determinar una mecánica inapropiada en el proceso de la marcha con la consiguiente aparición de patología y deformidades a ese nivel ^(15, 16, 128, 129).

El progreso de la transmisión de cargas en la superficie plantar y la evolución del centro de presiones durante la marcha han sido estudiados por distintos autores empleando podoscopios ópticos y plataformas de presiones. La primera referencia relativa a la distribución de cargas en la región metatarsal y dedos fue la realizada por Sansone ⁽¹³⁰⁾ en 1957. Los resultados obtenidos en los distintos estudios muestran un claro consenso acerca de la evolución de las presiones plantares en el metatarso, evidenciándose una transmisión de las mismas desde lateral hacia medial, es decir desde el V metatarsiano hacia el I metatarsiano, a la vez que desde posterior hacia anterior ^(6, 18-20, 27, 28, 127, 131-133).

En 1979 Hutton y Dhanendran ⁽¹³⁴⁾ cuantificaron esta secuencia de transmisión de cargas. Analizaron la marcha de 148 individuos sanos sobre una plataforma que registraba las presiones verticales. Dividieron la superficie plantar en 8 áreas: talón, mediopié, cabezas metatarsales 3^a a 5^a, cabeza del II metatarsiano, cabeza del I metatarsiano, dedos 3^o a 5^o, y segundo dedo y primer dedo; y registraron la intensidad y el tiempo de aplicación de las presiones soportadas por cada una de las regiones.

Durante la marcha, la tibia transmite un vector de fuerza vertical en sentido caudal que es recogido directamente por el astrágalo. Este hueso supone una pieza clave en la distribución de fuerzas en el pie, repartiendo la carga recibida en tres columnas ^(15, 18, 23). La primera columna, de frenado, la más posterior, se dirige hacia abajo y atrás, a través de la apófisis mayor del calcáneo. En sentido anterior se forman dos columnas de transmisión de cargas dirigidas hacia el metatarso, la columna interna y la columna externa ^(5, 18, 23).

La columna externa es la primera en apoyar sobre el suelo, y está constituida por el calcáneo, el cuboides y los radios 4^o y 5^o. Constituye una estructura sólida, de sostén del peso del organismo durante la recepción de la carga y en la fase media del apoyo, ^(15, 18, 23). Debe ser por ello un conjunto muy estable, encontrándose una única línea móvil en la articulación metatarsocuboidea más externa, que actúa como sistema adaptador al terreno ⁽¹⁵⁾. El apoyo en esta columna externa comienza por el metatarsiano más

externo, el V, que lo hace fundamentalmente en su base además de en la cabeza, para posteriormente transferir la carga al IV metatarsiano.

La columna interna, por el contrario, es más elástica, con mayor capacidad de orientación respecto al terreno. Esto se debe principalmente a la estructura en voladizo que presentan las tres cuñas, no soportadas caudalmente por ninguna estructura ósea rígida que imposibilite los múltiples desplazamientos articulares a este nivel. Dichos movimientos articulares son responsables de la deformación del tarso menor necesaria para absorber las fuerzas transmitidas desde el astrágalo hacia el escafoide, cuñas y metatarso, y permitir el aplanamiento del arco transversal para facilitar el apoyo de todas las cabezas metatarsales (5, 15, 23).

El astrágalo distribuye a través del escafoide las fuerzas transmitidas por la columna interna, describiendo un barrido de sentido latero – medial. La pronación de la articulación mediotarsiana durante esta fase de la marcha condiciona la secuencia de apoyo latero-medial de los cinco metatarsianos. De esta forma, cuando el IV metatarsiano empieza a ser aliviado de la carga que soporta, debido a este movimiento de pronación de la articulación mediotarsiana, comienza el apoyo de la columna interna del pie por medio del III metatarsiano. Se continúa así la secuencia progresiva de apoyo hacia el II y I metatarsianos (5, 15, 23).

Mientras que la columna externa es una estructura de contención (y a nivel metatarsal se representa por el apoyo de tres puntos: base del V metatarsiano, y cabezas del IV y V metatarsianos), la columna interna presenta mayor dinamismo en la transmisión de cargas desde externo hacia interno. Podría interpretarse el momento de apoyo del III metatarsiano en el suelo como el punto de inflexión entre la fase de recepción de la carga y la fase propulsiva. Es por ello, y debido a que en este momento el talón se levanta sobre los metatarsianos, que se produzca un avance de los mismos hacia delante, rodando sobre sus cabezas y adelantando el punto de apoyo progresivamente. En este momento, el músculo flexor largo de los dedos ancla el pulpejo de los dedos sobre el suelo, y por lo tanto actúa como freno y amortiguador elástico de este avance anterior de las cabezas metatarsales. La amortiguación se produce debido a la deformación de los dedos en una garra

elástica, y su posterior recuperación una vez cesado el empuje anterior (15, 18, 28).

Por lo tanto, los metatarsianos soportan más carga cuando son proyectados casi verticalmente respecto al suelo; es por ello que, a diferencia del resto de los huesos largos del organismo, se encuentren muy poco curvados, siendo prácticamente rectos, para poder absorber mejor las fuerzas de compresión. Sólo poseen incurvaciones en los extremos donde las concavidades resisten las fuerzas de compresión que se producen al flexionarse (17).

Los metatarsianos I y II constituyen la horquilla de máximo apoyo metatarsal en el último momento del despegue, junto con la base del primer dedo. Inman y Mann (135) afirman que, aunque el I metatarsiano es normalmente más corto que el II, los sesamoideos permiten una longitud funcional de elevación y soporte de la cabeza del I metatarsiano muy próxima a la del II.

Por otro lado, el II metatarsiano es el que más carga soporta durante la marcha, según los estudios de Gross y Bunch (136). Es por ello que la base del mismo se encuentre sólidamente encajonada entre las cuñas y las bases de los metatarsianos adyacentes. De esta forma se incrementa la estabilidad durante el apoyo de un metatarsiano que, a diferencia del I, carece de estabilización muscular, y sin embargo desarrolla una importante función durante el último momento de la fase de propulsión.

En el momento que empieza a apoyar el II metatarsiano entra en funcionamiento el eje transversal de la línea articular metatarsofalángica. La elevación progresiva del talón durante la fase propulsiva de la marcha condiciona en un primer momento una rotación sobre los metatarsianos más externos, alrededor del eje metatarsal oblicuo. Posteriormente, al continuar la elevación del talón, se produce un traslado al eje transversal, representado por los metatarsianos I y II. Bojsen-Moller (137) afirma que este cambio entre los ejes da lugar a un incremento de un 15 ó 20 % en la longitud del brazo de palanca, afectando a las necesidades de la musculatura plantarflexora. Indica también que, cuando se alcanza la máxima extensión metatarsofalángica, el

eje, además, es desplazado anteriormente a la punta del primer dedo, proporcionando todavía otro eje funcional de la parte anterior del pie. Éste aumenta la palanca en un 30 % adicional ⁽⁵⁸⁾.

Durante el apoyo del eje metatarsofalángico transverso, la función del I metatarsiano, en un primer momento, es recibir y amortiguar el vector de fuerza procedente desde el II metatarsiano, siguiendo la secuencia de apoyo descrita. Es por ello que la articulación cuneometatarsiana de este segmento posea gran capacidad de movimiento, deformándose el arco interno y absorbiendo de esta forma la energía recibida. Las estructuras elásticas que refuerzan el primer radio, es decir, el conjunto de los nueve músculos que influyen sobre el mismo, acompañan en este primer momento de amortiguación y absorción de energía elongándose ^(5, 15, 23).

La articulación glenosesamoidea del I metatarsiano supone otro mecanismo de amortiguación de la carga recibida por el primer radio. A diferencia de los radios menores, la plantarflexión del I metatarsiano no se acompaña de avance anterior de la cabeza metatarsiana, sino que la fuerza que se imprime en esta región es absorbida en parte a expensas de un movimiento de rotación posterior de la cabeza del I metatarsiano sobre los sesamoideos. Para que esta acción se produzca eficazmente, el posible desplazamiento posterior de los sesamoideos durante este movimiento de rotación de la cabeza metatarsal es frenado por medio de la acción de la musculatura flexora, firmemente anclada y estabilizada por el apoyo del primer dedo sobre el suelo ^(15, 18, 28, 55).

En un segundo momento de apoyo del I metatarsiano, momento motor o de propulsión, la musculatura del primer radio se comporta como una ballesta que devuelve la energía absorbida hacia el II metatarsiano, condicionándose un último momento de impulso sobre la base del primer dedo, el I metatarsiano y el II metatarsiano que actúa como tutor del impulso ^(15, 23).

I. IV. CONCEPTO DE PROTUSIÓN METATARSAL

I.IV.1. Definición de protusión metatarsal

Como se ha indicado anteriormente, la función principal del metatarso y de los dedos se centra en la transmisión armónica de cargas desde el V metatarsiano hacia el I metatarsiano durante el período propulsivo, describiendo un vector de fuerza que muestra una dirección postero lateral – antero medial condicionado por la anatomía del metatarso (19, 20, 22, 131, 132, 134). Los cinco metatarsianos se comportan como cinco palancas rígidas de distinta longitud, que funcionan secuencialmente en el tiempo, impulsando el peso del organismo sobre el suelo en cada paso (16, 128).

Por lo tanto, una de las características más importantes en el mantenimiento de la funcionalidad normal del metatarso y de los dedos es la conformación de una parábola metatarsal fisiológica, apareciendo en el pie alteraciones en la distribución de la carga y otros signos patológicos en presencia de un diseño de fórmula metatarsal no fisiológica, ya sea debido a un metatarsiano muy protuyente o demasiado corto (93, 101, 138-163).

Puede definirse la protusión metatarsal fisiológica como aquella diferencia de proyección distal necesaria entre cada uno de los cinco metatarsianos para que se produzca armónicamente la transmisión de cargas en la región de metatarso y dedos tal y como ha quedado descrita.

I.IV.2. Estudios previos sobre la protusión metatarsal

El primer autor en diseñar un método de medición de la protusión metatarsal relativa de I y II metatarsianos fue Morton en 1930, quien señaló la importancia de un I metatarsiano excesivamente corto en la aparición de patología en el pie (164). El sistema propuesto por este autor consistía en medir la distancia existente entre las tangentes a las cabezas de I y II metatarsianos perpendiculares al eje del II metatarsiano (Fig. 5). Este sistema fue adoptado por Nilsonne (165) en su estudio sobre el hallux valgus.

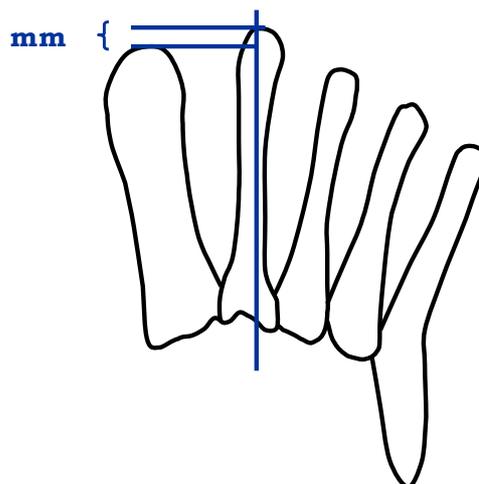
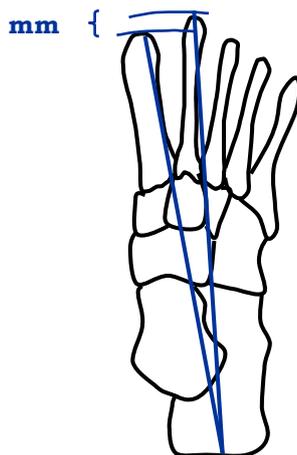


Fig. 5. Sistema de medición de la protusión metatarsal I-II metatarsianos propuesto por Morton

El sistema de valoración de la protusión metatarsal relativa de I y II metatarsianos diseñado por Morton en 1930 es recomendado por Sanner ⁽⁸²⁾ en 2003 aplicándolo a todos los metatarsianos.

En 1947 y 1949 Harris y Beath ^(166, 167) emplearon un sistema distinto para medir la protusión metatarsal I-II. Estos autores postularon que el sistema de Morton no era fiable, pues desviaciones en varo o en valgo de los metatarsianos podrían falsear la medición. Harris y Beath optaron por medir la diferencia de distancia entre las líneas que unen el punto más posterior del calcáneo y el punto más distal de las cabezas de I y II metatarsianos (Fig. 6).

El sistema de valoración de la protusión metatarsal propuesto por estos autores ha sido prácticamente desestimado, debido a la dificultad de visualizar el borde posterior del calcáneo en las proyecciones dorsoplantares habitualmente empleadas en la actividad clínica.



*Fig. 6. Método de Harris y Beath
para la protusión metatarsal I-II*

Uno de los sistemas de cuantificación de la protusión metatarsal I-II más referenciado y empleado por diversos autores es el propuesto por Hardy y Clapham en 1951 ⁽¹⁶⁸⁾, recomendado por la Sociedad Americana de Ortopedia del Pie y del Tobillo (American Orthopaedic Foot and Ankle Society, AOFAS) en 1984 ⁽¹⁶⁹⁾.

Estos autores argumentaron que el mejor sistema de medición de la protusión I-II metatarsianos sería aquel que usa la intersección de los ejes longitudinales de ambos metatarsianos como centro de dos circunferencias tangentes al punto más distal de las cabezas de I y II metatarsianos, para posteriormente medir la distancia entre ambas. Sin embargo, en aquellos casos de ángulos intermetatarsales muy cerrados, la proyección de ambos ejes determinaría un punto de intersección muy distal a las cabezas metatarsales, dificultando la medición. Por este motivo, propusieron emplear la intersección del eje del II metatarsiano con el eje transversal del tarso como punto de giro para trazar dos arcos de circunferencia tangentes al punto más distal de la cabeza de los metatarsianos I y II. Para trazar el eje medio del tarso usaron como referencia el punto más posterior del tubérculo del escafoides y la superficie posterior de la carilla articular proximal del cuboides (Fig. 7).

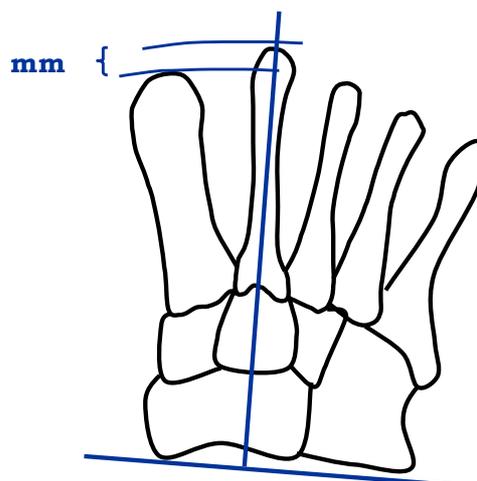


Fig. 7. Método para medir la protusión I-II descrito por Hardy y Clapham

Una modificación del método de Hardy y Clapham para medir la protusión I-II metatarsianos fue la referenciada por Novel y Ogalla ⁽⁸⁸⁾ en 1993. El sistema consistía en trazar el eje transversal del tarso de la misma manera que se encuentra descrito en la determinación del ángulo de metatarsus adductus ^(41, 83, 88-90, 170). Para ello empleaban los siguientes puntos:

- A: punto más distal y medial de articulación entre la primera cuña y el I metatarsiano.
- B: punto más proximal y medial del escafoides.
- C: punto más distal y lateral del cuboides.
- D: punto más proximal y lateral de la articulación calcáneo-cuboidea.

Se emplean los puntos medios de las distancias AB y CD como referencias para trazar el eje transversal del tarso (Fig. 8).

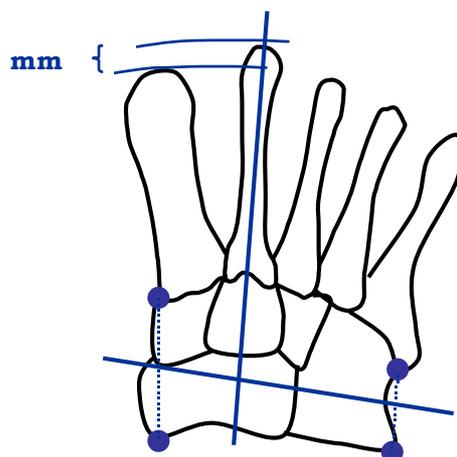


Fig. 8. Modificación del método de Hardy y Clapham

En 2004, el autor del presente estudio adaptó el sistema de Hardy y Clapham para la medición de la protusión del IV metatarsiano en su estudio sobre la braquimetatarsia de este metatarsiano ⁽¹⁶³⁾ (Fig. 9).

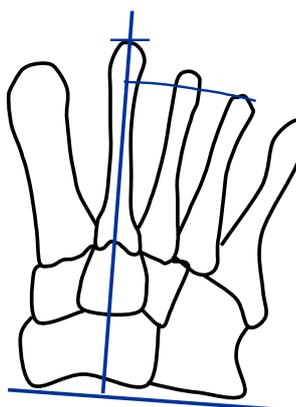


Fig. 9. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham para la valoración del IV metatarsiano

En 1974, LaPorta et al ⁽¹⁷¹⁾ recomendaron un sistema distinto. Se traza el eje transversal del tarso usando como referencia el punto más posterior y medial de la tuberosidad escafoidea, y el punto más distal y lateral del calcáneo. La intersección de esta línea con los ejes diafisarios de I y II metatarsianos se emplean como centro de giro de dos circunferencias. La primera tiene como centro la intersección del eje del I metatarsiano con la

línea transversa del tarso, y es tangente a la cabeza del I metatarsiano. La segunda circunferencia es tangente a la cabeza del II metatarsiano, con centro en la intersección entre el eje del II metatarsiano y el eje del tarso. La distancia entre ambos arcos es medida, y se refieren como valores de normalidad los comprendidos en un rango de ± 2 milímetros (Fig. 10).

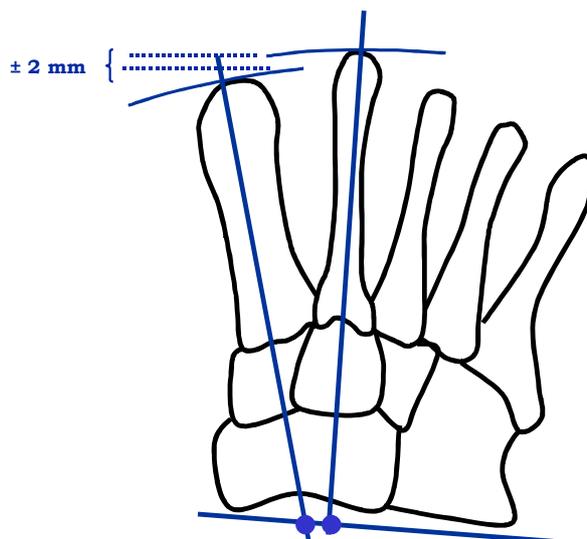


Fig. 10. Sistema de LaPorta et al de 1974

Heden y Sorto ⁽¹⁷²⁾ en 1981 aconsejaron emplear como punto de giro para el compás la intersección de las diáfisis de I y II metatarsianos para trazar las tangentes a ambas cabezas (Fig. 11), argumentando que, según Hardy y Clapham es el sistema más apropiado. Duke et al ⁽¹⁰⁴⁾, un año después, aplicaron el método aconsejado por Heden y Sorto en su estudio sobre la protusión metatarsal y la patología de hallux abductus valgus.

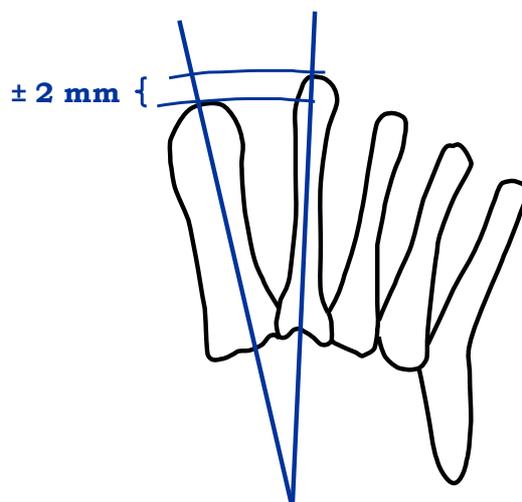


Fig. 11. Sistema aconsejado por Heden y Sorto

Este método es ampliamente referenciado en la bibliografía, encontrándose recogido en los trabajos publicados por Kaschak y Laine ⁽¹⁷³⁾ en 1988, Weissman ⁽⁹⁹⁾ en 1989, Johnson ⁽⁴³⁾ en 1990, Palladino ⁽⁹³⁾ en 1991, Schuberth ⁽⁹⁰⁾ en 1992, LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾ en 1994 y Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ en 2000.

Otro sistema distinto de valoración de la protusión metatarsal es el planteado por Stocks et al ⁽¹⁷⁴⁾ en 1979. Estos autores propusieron comparar las longitudes absolutas de I y II metatarsianos midiendo las distancias entre el punto más distal y más proximal del eje longitudinal de cada metatarsiano (Fig. 12).

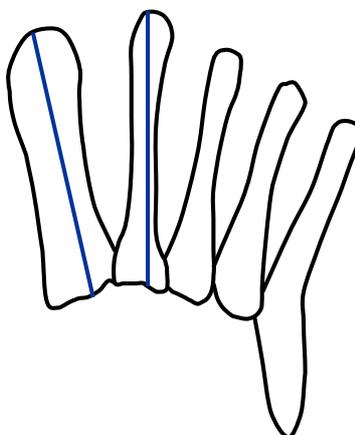


Fig. 12. Medición de la longitud de I y II metatarsianos según Stocks et al

Este mismo método de comparación de la longitud metatarsal I-II en placas dorsoplantares fue empleado por Saragas et al ⁽¹⁵⁵⁾ en 1995 en su estudio sobre análisis de parámetros radiológicos en pies con hallux abductus valgus.

El primer sistema de valoración de la parábola metatarsal, no centrado exclusivamente en la relación entre el I y II metatarsianos, lo encontramos descrito en 1984 por Montagne et al ⁽⁴¹⁾. Estos autores emplean el ángulo obtuso formado por la tangente a las cabezas de I - II metatarsianos con la tangente a las cabezas de II - V metatarsianos, denominado *ángulo de Meschan* (Fig. 13).

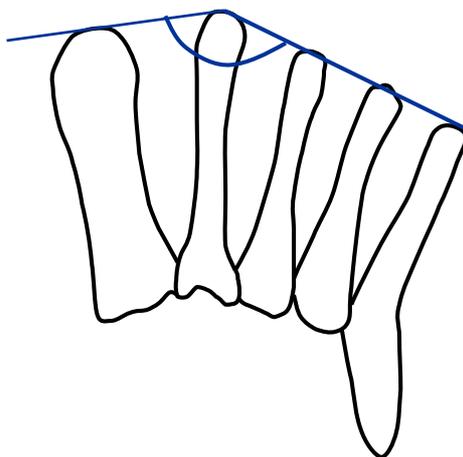


Fig. 13. Ángulo de apertura metatarsal

Continuando con el estudio de la protusión metatarsal, Valley y Reese ⁽¹¹⁴⁾ en 1991 propusieron tres sistemas de medición de la protusión de la parábola metatarsal, y un ángulo formado por las tangentes a las cabezas I-V metatarsianos y II-V metatarsianos.

El primer sistema consistía en medir la distancia entre el punto más distal de la cabeza de un metatarsiano con la tangente a las cabezas de los metatarsianos adyacentes (Fig. 14). Este sistema sólo puede aplicarse a los radios centrales.

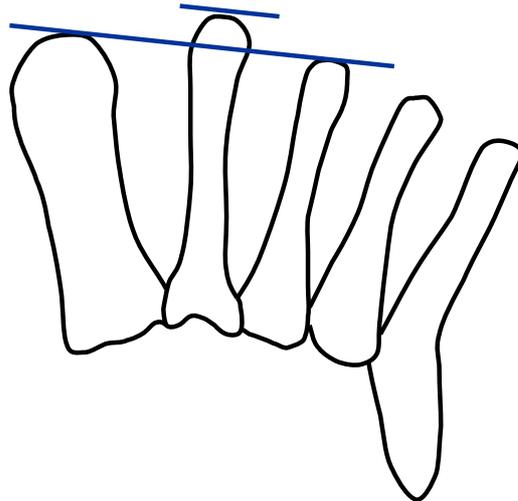


Fig. 14. Sistema 1 descrito por Valley y Reese

El segundo sistema sólo valora la protusión de III y IV metatarsianos, y consistía en medir la distancia de los puntos más distales de las cabezas de ambos metatarsianos con la tangente a las cabezas de II y V metatarsianos (Fig. 15).

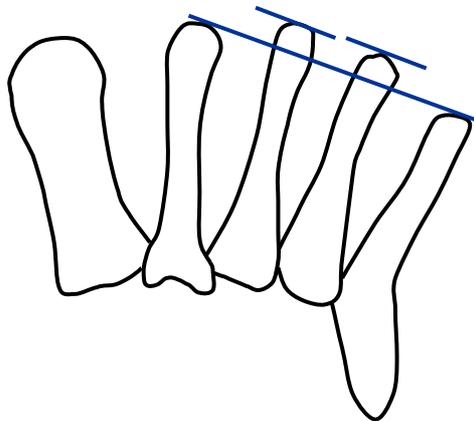


Fig. 15. Sistema 2 descrito por Valley y Reese

El tercer sistema era similar al anterior, pero en este caso se valora la distancia de los radios centrales respecto a la tangente a las cabezas I-V metatarsianos (Fig. 16).

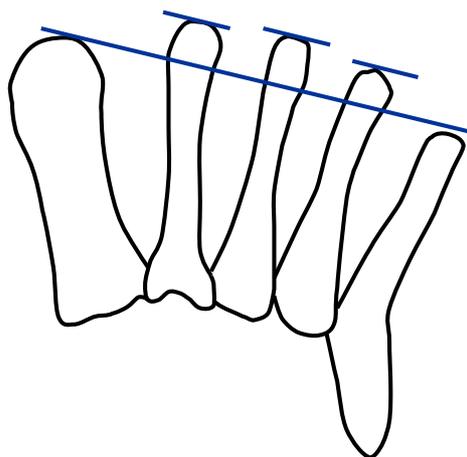


Fig. 16. Sistema 3 descrito por Valley y Reese

Los autores describieron distintos valores de normalidad según el sistema empleado, y aconsejaban el uso combinado de más de un sistema, pues de forma individualizada no es posible realizar una valoración general de la paleta metatarsal completa.

En 1994 Oller ⁽¹⁷⁵⁾ publicó un sistema para la valoración de la protusión del V metatarsiano. El sistema consiste en medir el ángulo formado entre el eje longitudinal del II metatarsiano y la tangente a las cabezas metatarsales II y V (Fig. 17), indicando como valor de normalidad 68° . Este sistema fue adaptado por el autor del presente estudio en 2004 para estudiar el IV metatarsiano ⁽¹⁶³⁾.

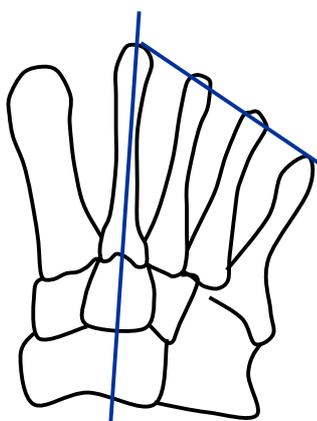


Fig. 17. Método de Oller

Actualmente, las relaciones interdisciplinarias entre distintas especialidades científicas, así como la creación y desarrollo de nuevas ciencias han dado lugar a una nueva perspectiva en el estudio anatómico y funcional del aparato locomotor y en concreto del esqueleto del pie. Así, desde la *biometría*, Demp^(176, 177) estudió la parábola metatarsal como una curva cónica a partir de un eje de coordenadas cartesiano. Sobre la hipérbola normal establece un valor de excentricidad de 1,7; un eje de equilibrio que pasa entre el II y III metatarsiano, y un coeficiente de variación del 29%.

En esta línea, Tanaka et al⁽¹⁵³⁾ emplearon un sistema de coordenadas para determinar la localización espacial de las cinco cabezas metatarsales, estableciendo las diferencias entre un grupo de pies con hallux abductus valgus con un grupo control.

I. V. PATOMECÁNICA Y CONSECUENCIAS DE LA DISFUNCIÓN DE LA PARÁBOLA METATARSAL

Aún sin establecer un patrón de normalidad de protusión metatarsal, en la literatura se encuentran descritas múltiples patologías del pie cuya etiología se refiere a desalineaciones de la parábola metatarsal por acortamiento o por longitud excesiva de uno o varios metatarsianos.

I.V.1. Disfunción de la parábola metatarsal y patología en el primer radio

Fue Morton⁽¹⁷⁸⁾ en 1935 el primer autor en afirmar que el acortamiento del I metatarsiano causaba desequilibrios en la transmisión de las cargas en la parte anterior del pie durante la marcha de la siguiente forma:

- Si el I metatarsiano es más corto que el II, esto conlleva que cargue menos, ya que el acortamiento del mismo impide que éste alcance el suelo durante la propulsión. La carga es transferida desde el I metatarsiano al II y III.
- Esta alteración en la transmisión de cargas se evidencia por callosidad bajo las cabezas de II o II y III metatarsianos y evidencia radiológica de

la cortical del II metatarsiano en respuesta al incremento de carga soportado.

- En un intento de conseguir que la cabeza del I metatarsiano alcance el suelo, la región anterior del pie realiza un movimiento de pronación que condiciona alteración en la articulación mediotarsiana y produce tensión en el arco longitudinal interno.

Entre las afecciones podológicas más frecuentes a causa de alteraciones en la longitud del I metatarsiano podemos referenciar la instauración de hallux limitus y hallux rigidus como consecuencia del incremento en la longitud de éste como indican algunos autores ^(93, 101, 138-151, 165).

Por el contrario, Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ demostraron con su estudio comparativo entre pacientes con hallux limitus, hallux abductus valgus y un grupo control, que no existía una correlación significativa entre un I metatarsiano excesivamente largo y la aparición de hallux limitus, sin embargo sí encontraron correlacionada la longitud del I metatarsiano con la aparición de hallux abductus valgus. En este sentido, Coughlin y Shurmas ⁽¹⁰¹⁾ no encontraron en su estudio sobre 114 pacientes con un seguimiento medio de 9 años, correlación entre un I metatarsiano excesivamente largo y la presencia de hallux rigidus.

Un I metatarsiano demasiado largo puede generar excesiva carga en la primera articulación metatarsofalángica y desencadenar cambios adaptativos y degenerativos conducentes a la instauración de hallux limitus o rigidus ^(8, 15, 100, 138, 145-147, 165, 179-182). La excesiva longitud del I metatarsiano obliga a la columna medial a contactar con el suelo con demasiada presión bajo la cabeza de este metatarsiano. Cuando la sobrecarga del primer radio se efectúa estando el dedo en hiperextensión, el máximo esfuerzo no recae sobre la articulación, sino sobre el apoyo inferior del metatarsiano, es decir, sobre los sesamoideos, originando sesamoiditis o incluso fractura de los mismos ⁽²⁸⁾.

En esta situación de sobreapoyo, las excesivas fuerzas reactivas del suelo tienden, bien a dorsiflexionar el primer radio, o bien a restringir el desarrollo del movimiento normal de plantarflexión del metatarsiano. El déficit de plantarflexión, ocasionada de esta forma en el I metatarsiano, dificulta el

desplazamiento en flexión dorsal de la primera falange sobre la cabeza del metatarsiano, causando microtraumatismos en la zona dorsal de la articulación.

El incremento excesivo en la longitud del metatarsiano causa un movimiento de supinación del antepié en la fase propulsiva, condicionando un despegue lateral. Esto minimiza la transferencia normal de cargas bajo la primera cabeza metatarsal y restringe aún más el movimiento de extensión de la primera articulación metatarsfalángica ⁽¹⁸⁰⁾.

Por el contrario, un I metatarsiano excesivamente corto puede condicionar igualmente el desarrollo de hallux limitus ^(15, 143, 180). La insuficiencia de apoyo condicionada por el excesivo acortamiento del I metatarsiano es compensado por el primer dedo a expensas de un mecanismo de flexión en la articulación metatarsfalángica. De esta forma es el primer dedo el que estabiliza al primer radio proporcionándole apoyo ⁽¹⁴³⁾. La función mantenida de flexión de la primera falange a expensas del trabajo de la musculatura flexora del primer dedo ocasiona la retracción de ésta con la consiguiente fijación de la deformidad. La insuficiencia del I metatarsiano se incrementa con la elevación del mismo respecto al II metatarsiano, transfiriéndole más carga aún a éste y al primer dedo ⁽¹⁸⁰⁾.

Además, cuando un I metatarsiano es estable, es decir, no dorsiflexionado ni hipermóvil, el primer dedo actúa como elemento de alargo funcional de un I metatarsiano corto; el incremento de presión intraarticular debido a las fuerzas retrógradas de reacción del suelo condicionan la degeneración de la articulación y la consiguiente pérdida de movilidad ⁽¹⁵⁾.

Respecto al desarrollo de la deformidad hallux abductus valgus, Morton ⁽¹⁶⁴⁾ fue el primer autor en discutir la importancia de la protusión relativa I-II metatarsianos en la aparición de hallux abductus valgus. Posteriormente, Plaster ⁽¹⁸³⁾ en 1954 e Inman ⁽¹⁸⁴⁾ en 1974 describieron la protusión I-II metatarsianos como factor etiológico de esta patología. DuVries ⁽¹⁸⁵⁾, sin embargo, opina que este hecho es fortuito y no condiciona el desarrollo de la patología. Otros autores, como Mann y Coughlin ⁽¹⁸⁶⁾ piensan que no existe

relación entre la protusión metatarsal relativa de I-II metatarsianos y la presencia de hallux abductus valgus.

Algunos autores han referenciado la brevedad anatómica del I metatarsiano como agente causal de la deformidad (8, 36, 179, 187), sin embargo múltiples estudios realizados sobre grupos de pacientes afectos de hallux abductus valgus en comparación con grupos control han demostrado la mayor incidencia de una protusión metatarsal I-II positiva (I metatarsiano más protuyente) en el grupo patológico (93, 95, 100, 152-154, 165).

Otros autores como Saragas y Becker (155) desestiman el incremento en la longitud del I metatarsiano como causa de hallux abductus valgus. Heden y Sorto (172) encontraron en su estudio sobre 200 placas dorsoplantares de pacientes con hallux abductus valgus una correlación significativa entre el incremento del ángulo de hallux valgus con el incremento en longitud del I metatarsiano y el incremento del ángulo intermetatarsiano I-II, ambos factores presentes en pacientes con hallux abductus valgus.

Asociados al factor protusión del I metatarsiano, se encuentran descritos otros factores condicionantes del desarrollo del hallux abductus valgus, como es la presencia de primera cabeza metatarsal redonda, primera articulación metatarsocuneana oblicua, primera falange excesivamente larga, etc (27, 106). La asociación de varios de estos factores determinaría la predilección de aparición de hallux valgus frente a hallux limitus.

En cualquier caso, la instauración de la deformidad de hallux abductus valgus necesita de tratamiento quirúrgico corrector) y/o ortopodológico compensador.

I.V.2. Disfunción de la parábola metatarsal y patología en los radios menores

Burkhead (188) en 1954 afirmaba que en pies con metatarsianos excesivamente largos o demasiado cortos se producían desequilibrios en el antepié.

Como describe Rueda ⁽¹⁵⁾, las disfunciones en la parábola metatarsal pueden deberse a desniveles de las cabezas metatarsales en el plano frontal, o a variaciones en la protusión metatarsal fisiológica. Atendiendo a este último aspecto, este autor describe patologías asociadas en antepié a causa de una protusión metatarsal demasiado oblicua o transversa.

Parábolas metatarsales excesivamente oblicuas, con predominio del eje funcional oblicuo sobre el eje transversal, condicionan un incremento en la velocidad de transmisión de cargas desde la cabeza del V metatarsiano hacia el I. Esta acción determina la disminución de apoyo de los radios centrales, con la consiguiente sobrecarga del V y II metatarsiano, no afectándose el I por evasión de la carga debido a un mecanismo de flexión dorsal ⁽¹⁵⁾. Consecuencias de esta acción pueden ser la aparición de hiperqueratosis bajo las cabezas metatarsales sobrecargadas y reacción perióstica en la diáfisis del II metatarsiano con posible fractura de estrés.

En la fórmula metatarsal oblicua, el acortamiento de los metatarsianos más externos condiciona una inestabilidad en varo en el momento de impulso. La oblicuidad externa de la bisagra metatarsiana imprime una trayectoria externa al impulso dinámico, es decir, el último apoyo de la fase propulsiva se realiza por medio del eje oblicuo. Esta acción somete a la tibia a un momento de torsión externa que puede incrementar los valores de normalidad de ésta ⁽¹⁵⁾.

En estas circunstancias, la compensación acomodativa empleada para normalizar los tiempos de apoyo de cada metatarsiano, se realiza posicionando el antepié de forma que se corrija esta oblicuidad en la fórmula metatarsal, normalmente llevando el antepié hacia adducción o hacia supinación. Ambos mecanismos alargan funcionalmente la longitud de los metatarsianos más externos incrementando los tiempos de apoyo ⁽¹⁵⁾.

Si esta compensación no se produce, se incrementará el apoyo sobre los radios más internos, primero y segundo, a la vez que se produce rotación de los metatarsianos sobre el suelo debido a la orientación externa del despegue, lo que provoca clinodactilia (desviación de los dedos en el plano transversal) de 2º al 5º dedo ⁽¹⁵⁾.

En otro sentido, una protusión metatarsal excesivamente transversa, debido al incremento en longitud del IV y V metatarsianos, puede condicionar un sobreapoyo de éstos, o, para evitarlo, un movimiento de pronación del pie para trasladar la carga sobre los metatarsianos más mediales. Este gesto de pronación condiciona un vector del impulso propulsivo excesivamente medializado, con un aumento de la presión en la zona inframaleolar interna, y una fase propulsiva en pronación, con la consiguiente hipermovilidad del primer radio y la patología asociada (hallux abductus valgus o hallux limitus). Además, esta compensación presenta repercusión en articulaciones superiores, ya que el movimiento de pronación con el pie apoyado sobre el suelo determina una torsión interna de la tibia, que se encuentra fijada por el fémur a través de la musculatura de la cadera. Se produce, por lo tanto, un momento de torsión tibial interna con reducción de los valores de normalidad de torsión externa fisiológica.

Como afirma Oller ⁽¹⁷⁵⁾, el diseño de la fórmula metatarsal se encuentra directamente relacionado con el ángulo de marcha del paciente. En su estudio sobre 1.255 pacientes observó que fórmulas metatarsales transversas, con incremento en longitud de los radios más externos, condicionaban el aumento del ángulo de la marcha o marcha en rotación externa. Por el contrario, la marcha en rotación interna con cierre del ángulo de progresión se evidenciaba en fórmulas metatarsales oblicuas, con acortamiento del V metatarsiano. Este autor formula además la hipótesis de la posible correlación entre el diseño de la fórmula metatarsal y el ángulo de anteversión femoral, ambos parámetros relacionados directamente en la orientación interna o externa del pie durante la marcha.

Es evidente que el exceso en longitud de un metatarsiano condiciona el incremento de trabajo de éste durante la fase propulsiva ^(8, 9, 15). Los metatarsianos deben entenderse desde el punto de vista mecánico como cinco palancas diseñadas para la propulsión, determinándose la carga de trabajo de éstos en función de la longitud de los mismos ^(15, 18). Normalmente, esta circunstancia requiere de tratamiento quirúrgico para acortar el metatarsiano excesivamente largo ^(28, 189-196) o tratamiento ortopodológico compensador ^(8, 9, 15).

Cavanagh et al ⁽¹¹¹⁾ observaron en su estudio sobre 50 sujetos que cuando el II metatarsiano era más protuyente que el I disminuía la presión bajo la cabeza de este último.

Por el contrario, un metatarsiano excesivamente corto presentará menor tiempo de trabajo a expensas de sobrecargar la función de algún metatarsiano vecino ^(6, 28, 100, 148, 179). Las irregularidades mantenidas en la distribución de las presiones plantares a nivel metatarsal van a manifestarse en la piel, tejido celular subcutáneo, en la articulación y el hueso próximas a las zonas de mayor apoyo.

Pueden encontrarse en la literatura podológica evidencias de patologías de antepié asociadas a braquimetatarsia, es decir, un acortamiento anormal y selectivo de algún metatarsiano ⁽¹⁵⁶⁻¹⁶²⁾. El acortamiento excesivo del IV metatarsiano, como muestra el estudio realizado por el autor del presente estudio, se encuentra relacionado con la aparición de sobrecarga, principalmente de II metatarsiano, y 4º dedo flotante ⁽¹⁶³⁾.

La insuficiencia por acortamiento del I metatarsiano puede ocasionar una descompensación aguda o crónica en el reparto de presión en antepié ^(6, 28). Como referencia Viladot⁽¹⁹⁷⁾, la fractura espontánea en la diáfisis metatarsal a consecuencia de una larga caminata, o tras una prolongada estancia de pie fue descrita en 1921 por Deutschlander. Normalmente suele afectarse el II metatarsiano, aunque también puede verse afectado el III y el IV, con dolor e hinchazón en el dorso del pie.

Actualmente es completamente aceptada la teoría de Morton acerca del incremento de presión bajo la cabeza del II metatarsiano en presencia de un I metatarsiano excesivamente corto. Debido al acortamiento del I metatarsiano, éste sólo participa en el primer momento de la fase propulsiva sobrecargando al metatarsiano adyacente ⁽⁹⁾.

La afección crónica del acortamiento excesivo del I metatarsiano respecto a los radios centrales cursa con aparición de hiperqueratosis bajo las cabezas de estos últimos, bursitis subcapital, periostitis en la diáfisis de los metatarsianos sobrecargados, e incluso subluxación dorsal metatarsofalángica

por sobrecarga de los segmentos dígito-metatarsales centrales ⁽¹⁹⁷⁾. El déficit de apoyo del primer radio es compensado por el incremento de apoyo de los radios centrales, y la garra fisiológica que se produce durante la fase de propulsión es forzada y mantenida en el tiempo, con la consiguiente estructuración de la deformidad ^(28, 197). Además, en estas circunstancias, el I metatarsiano es insuficiente para amortiguar el vector de fuerza latero-medial, con el consiguiente incremento en la función del otro sistema de amortiguación del antepié durante la fase propulsiva, la flexión digitigrada. Esta descompensación funcional desencadena la instauración de dedos en garra ^(15, 28, 197).

Este mismo proceso patomecánico responsable de la aparición de dedos en garra puede establecerse con un I metatarsiano normal coexistente con exceso en longitud de uno o varios metatarsianos centrales. En este caso se facilita la aparición de dedo en garra en el segmento dígito-metatarsal que contenga al metatarsiano excesivamente protuyente ⁽⁹⁾.

En el caso del V metatarsiano, se encuentra descrita la aparición de juanete de sastre debido a la brevedad anatómica del mismo ⁽¹¹⁵⁾. En esta situación, el déficit de trabajo del metatarsiano es compensado con un sobreapoyo del quinto dedo, que se posiciona en flexión plantar, adducción y normalmente rotado en varo (*quintus varus*) ⁽¹⁹⁸⁾. Esta desviación digital condiciona el incremento del ángulo intermetatarsiano IV – V y la formación de exostosis en la superficie lateral de la cabeza del V metatarsiano.

II. OBJETIVOS

En discordancia con la relevancia del estudio radiológico de la parábola metatarsal fisiológica, se encuentran escasos parámetros radiográficos a emplear en la determinación de la normalidad de ésta. No se ha descrito aún ningún sistema de medición fiable que determine los valores normales de protusión metatarsal, de aquí que los objetivos de este estudio sean:

- Emplear dos sistemas de medición ya existentes de la protusión metatarsal para la valoración de I y II metatarsianos, adaptándolos al resto de los metatarsianos y contrastar la sensibilidad de los mismos.
- Definir las condiciones de protusión metatarsal fisiológica en el adulto sano según los dos sistemas de medición empleados.
- Analizar las diferencias en las mediciones radiográficas de hombres y mujeres.

Como objetivo intermedio se pretende introducir en la Podología el manejo del software AutoCAD® para la medición sobre radiografías de los parámetros que normalmente se utilizan en la práctica clínica de valoración de la protusión metatarsal.

Estudios posteriores incluidos dentro de esta línea de investigación se centrarán en correlacionar las distintas disfunciones en la protusión metatarsal, según los criterios de normalidad establecidos en este estudio, con diversas afecciones y patologías del pie y de la extremidad inferior, así como la eficacia de diferentes tratamientos podológicos compensadores.

III. CRITERIOS ÉTICOS

La teoría del consentimiento informado sitúa su verdadero desarrollo en el contexto del amplio movimiento de reivindicación de los derechos civiles que se inició a finales de la II Guerra Mundial y que tiene su auge en las décadas de los sesenta y setenta del pasado siglo ⁽¹⁹⁹⁾. Esto, junto con el rápido desarrollo de la medicina, impulsó la reivindicación de las cartas de derechos de los enfermos, de los que el más importante según Simón y Concheiro ⁽¹⁹⁹⁾ es precisamente el derecho al *consentimiento informado*, que tiene su punto de partida más inmediato en el Código de Nüremberg ⁽²⁰⁰⁾.

La necesidad de dotar a la bioética de unos «principios» dio lugar al Informe Belmont ⁽²⁰¹⁾, el cual fue redactado por la National Commission for the Protection of Human Subjects of Biomedical and Behavioral Research, creada en 1974 por el gobierno norteamericano ⁽²⁰²⁾. Los principios que inicialmente estableció el Informe Belmont en 1978 fueron tres: beneficencia, respeto por las personas y justicia ⁽²⁰³⁾. Beauchamp y Childress ⁽²⁰⁴⁾, para hacer aplicables estos principios a un ámbito más amplio que el de la investigación con seres humanos, propusieron en 1979 cuatro principios: beneficencia, no maleficencia, autonomía y justicia. Los principios de beneficencia y no maleficencia configuran el ideal de «favorecer o al menos no perjudicar». El principio de autonomía hace referencia a la capacidad del sujeto de tomar libremente sus decisiones. Y el principio de justicia hace referencia a las obligaciones de no discriminación, trato igualitario, acceso equitativo a los recursos, etc, que deben regir la pertenencia a un grupo social ⁽²⁰⁵⁾.

El artículo 10 de la Ley General de Sanidad de 1986 ⁽²⁰⁶⁾ establece una serie de derechos, entre los que se podrían destacar el derecho al respeto a la dignidad de las personas y el derecho a la información, que recogen las exigencias del principialismo bioético. Asimismo, el Convenio de Asturias de Bioética de 1996 ⁽²⁰⁷⁾ (Convenio de Oviedo) vuelve a referirse al derecho de la persona a recibir adecuada información sobre cualquier intervención sanitaria que en ella se haya de aplicar, al derecho de dar su libre e informado consentimiento, y también al derecho de retirarlo en cualquier momento. Las intervenciones sanitarias sujetas a la conformidad previa del sujeto o paciente mediante consentimiento informado no afectan sólo a actuaciones de diagnóstico y tratamiento, sino que incluye también la investigación. Así

queda recogido en la Declaración del Helsinki de 1964 ⁽²⁰⁸⁾, y en el artículo 4 del capítulo I del Convenio de Asturias de Bioética.

Más recientemente, la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica, de noviembre de 2002, recoge los argumentos de la Ley General de Sanidad y del Convenio de Oviedo en lo referente a la información y consentimiento previo de los pacientes a cualquier intervención en el ámbito de la salud, entendiéndose como tal toda actuación realizada con fines preventivos, diagnósticos, terapéuticos, rehabilitadores o de investigación.

Por ello, y como defiende Simón Lorda ⁽²⁰²⁾, el consentimiento informado es una obligación ético-jurídica correlativa al derecho de los pacientes a que se respete su autonomía, cuyo fundamento ético básico es el principio de no maleficencia.

Así pues, se ha considerado oportuno para el desarrollo de este estudio obtener el consentimiento informado por parte de cada uno de los participantes en el mismo (Anexo X.I). Además, con el objetivo de determinar si este trabajo se ajustaba a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea, se ha sometido a evaluación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, obteniéndose una valoración favorable (Anexo X.II).

IV. MATERIAL Y MÉTODO

IV. I. DISEÑO DEL ESTUDIO

El modelo de investigación empleado ha sido un método observacional descriptivo ^(209, 210). Durante la observación no se modificaron las condiciones naturales de los sujetos mediante experimentación, comparándose las diferencias de protusión de los cinco metatarsianos.

Se emplearon placas radiográficas dorsoplantares en carga realizadas sobre voluntarios seleccionados para el estudio.

Se trata de un estudio transversal, en el que se realizaron las observaciones sobre cada sujeto en un único momento. Es retrospectivo, puesto que la observación de la parábola metatarsal se realiza después de que ésta esté constituida.

Se emplearon dos sistemas diferentes para valorar la protusión metatarsal. En el primero de ellos (adaptación del sistema de Hardy y Clapham) se recoge una única variable independiente: «Longitud del II radio», que es de razón y se expresa en milímetros.

En primer lugar se obtuvieron los valores medios de protusión metatarsal fisiológica de cada uno de los metatarsianos respecto a la longitud del segundo radio medidos en milímetros. Posteriormente, se calcularon los valores medios de protusión metatarsal fisiológica de cada uno de los metatarsianos respecto a la longitud del II radio expresados en porcentaje, para poder extrapolar los resultados obtenidos a toda la población de una forma más fiable.

En este sistema existen cuatro variables dependientes, ya que los valores de éstas se encuentran en función de la variable anterior, que son: la distancia comprendida entre la proyección radial de la superficie articular de la cabeza de cada metatarsiano sobre el eje diafisario del II metatarsiano respecto al eje del tarso medio, segmento denominado II radio. Estas cuatro variables independientes son de intervalo, y se miden en milímetros ^(211, 212).

Al expresar las distancias de los metatarsianos I, III, IV y V en relación al II radio, podremos concluir que en la muestra estudiada la longitud de cada uno de estos huesos largos debe suponer un x % de incremento o disminución de longitud respecto a la longitud del II radio, empleado como referencia. Estos últimos cuatro valores, que no son más que el porcentaje de longitud de los metatarsianos I, III, IV y V respecto al II radio, son cuatro variables dependientes, ya que se expresan a partir de las longitudes absolutas de los cinco metatarsianos (variables independientes). Estas últimas cuatro variables dependientes son de intervalo.

En el segundo sistema de medición (adaptación del sistema de Oller) se recogen cuatro variables independientes, que son los ángulos formados entre las tangentes a las cabezas metatarsales y el eje del II radio. Estas variables son de intervalo, y se miden en grados.

Se recogieron además las variables nominales «Lateralidad», referente a pie izquierdo y pie derecho, y «Sexo».

IV. II. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

Los individuos que han participado en el estudio han procedido de dos fuentes. Por un lado, voluntarios, estudiantes de la Diplomatura en Podología de la Universidad de Sevilla durante los cursos 2003-2004, 2004-2005 y 2005-2006, que cumplían los criterios de selección que se muestran a continuación. Y por otro lado, aquellos pacientes que han sido atendidos en el Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla, siempre y cuando cumplieran igualmente los criterios de selección y aceptaran participar en el estudio voluntariamente.

Es preciso señalar que se hace referencia siempre a pies o casos, en lugar de a pacientes o personas, puesto que las manifestaciones clínicas y la estructura ósea de cada pie en un mismo sujeto pueden ser diferentes. Esta decisión viene condicionada por el hecho de que se puede dar que en el mismo sujeto, un pie presente hallux abductus valgus y el otro no, o que uno presente hallux limitus y el otro no. Puede existir además un pie con fórmula

metatarsal excesivamente oblicua con signos de hiperqueratosis bajo las cabezas metatarsales más sobrecargadas, y el otro pie presentar una fórmula metatarsal fisiológica sin signos algunos de patología.

IV. III. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

IV.III.1. Metatarso normal

Para estudiar la condición de normalidad de la parábola metatarsal fue preciso incluir en el estudio sólo pies considerados normales, atendiendo a la definición de «pie normal».

Root et al ⁽¹²³⁾ determinaron como pie normal:

«un conjunto de circunstancias por medio de las cuales el pie funcionará de una manera en la cual no crearán adversidad física o respuesta emocional en el individuo. Esto se refiere a cuando se usa la extremidad inferior de forma corriente y en ambiente habitual, como dictan las necesidades de la sociedad en el momento.»

Establecieron un criterio biofísico de normalidad para definir la relación física ideal entre los segmentos óseos de la pierna y del pie para obtener la máxima eficacia funcional durante el ortostatismo y la deambulaci3n ⁽¹²³⁾:

- El tercio distal de la pierna es vertical.
- La rodilla, el tobillo y la articulaci3n subastragalina discurren en planos transversos paralelos a la superficie que los soporta.
- La articulaci3n subastragalina descansa sobre su posici3n neutra.
- La bisecci3n de la superficie posterior del calc3neo es vertical.
- La articulaci3n mediotarsiana se bloquea en su posici3n de m3xima pronaci3n (por tanto, el antepi3 se bloquea contra el retropi3 durante el apoyo).
- Los planos inferiores del antepi3 y del retropi3 son paralelos entre s3 y tambi3n paralelos a la superficie sobre la que se apoyan. En esta

posición, la bisección sagital de la superficie posterior del calcáneo es perpendicular al plano plantar del pie.

- Los metatarsianos II, III y IV se encuentran en posición de total flexión dorsal; la superficie plantar de las cabezas metatarsianas describe un plano común paralelo a la superficie de apoyo.
- Los metatarsianos I y V se mantienen en una posición tal que la superficie plantar de sus cabezas discurre en el mismo plano transversal que las cabezas metatarsianas II, III y IV.

A pesar de enumerar tales condiciones de normalidad, los autores afirman que estas relaciones «ideales» difícilmente se evidencian en la clínica, encontrándose variaciones discretas de las mismas sin la concurrencia de sintomatología. Indican que estos criterios deben entenderse por tanto sólo como base para el estudio clínico, determinándose después de éste si la variación encontrada respecto a los mismos criterios resulta suficientemente significativa como para calificarla como patológica.

Kirby ⁽²¹³⁾ enunció que los criterios de normalidad formulados por Root et al eran demasiado restrictivos en la práctica. Este autor entiende por pie normal aquel que presenta una función normal durante la marcha, sin historia de traumatismo significativo ni cirugía, y sin dolor ni deformidad significativa.

Según Philips ⁽²¹⁴⁾, el término «pie normal» puede tener diferentes interpretaciones. Bien es cierto que, en ciertas circunstancias, pies habitualmente considerados como normales pueden presentar sintomatología o viceversa.

Este autor ofrece un concepto amplio de «pie normal», comprendiendo a aquella estructura que pueda atender a las demandas de la sociedad, sin generar problemas o patologías a lo largo de la vida, adaptándose a los principios de mecánica conocidos. Argumenta que los principios de normalidad establecidos deben constituirse para el menor denominador común, siendo adaptables a distintas formas y tamaños de pies, incluyendo criterios de estática y dinámica.

En este sentido, atendiendo a un concepto amplio de normalidad referente a la región involucrada en este estudio, fundamentada en la no presencia de deformidades en esta región y ausencia de sintomatología, se establecieron los criterios de inclusión según las vertientes europea y norteamericana ⁽²¹⁵⁾ que se muestran en la Tabla 5, que han sido utilizados por diversos autores ^(95, 114, 153, 155) en estudios recientes.

TABLA 5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Mayores de 20 años
Sin enfermedades osteoarticulares degenerativas ni desequilibrios musculares
Ausencia de dolor en el pie
Sin cirugía previa del pie
Sin traumatismos en el pie en los últimos 12 meses
Sin antecedentes de fractura metatarsal
Sin signos de alteraciones en la distribución de cargas en antepié
Sin deformidades de antepié (hallux limitus, extensión primera articulación metatarsofalángica > 60°; hallux abductus valgus; metatarsus adductus; dedos en garra; etc.)

No participaron en el estudio sujetos menores de 20 años por encontrarse aún en desarrollo el esqueleto del pie ^(1, 2, 4, 6, 24, 41, 42, 44-47), pudiéndose falsear los valores de protusión metatarsal fisiológicos.

IV.III.2. Anamnesis

Se evitó la participación de sujetos en los cuales se sospechara disfunción de la parábola metatarsal. Para ello se realizó un interrogatorio y se aplicó un protocolo de exploración clínico y radiográfico.

Se realizó una breve anamnesis al potencial voluntario para el estudio descartando la presencia de enfermedades osteoarticulares degenerativas (artrosis, artritis reumatoidea, gota) que hubieran sido diagnosticadas con anterioridad. La presencia de estas enfermedades sistémicas pueden modificar los valores de protusión metatarsal al afectar a las articulaciones metatarsofalángicas lesionando la cabeza metatarsal (6, 24, 45, 216).

La enfermedad de Freiberg, consistente en la necrosis aséptica de la cabeza metatarsal (24, 217), ocasiona destrucción con deformación de la misma, osteofitosis periférica y formación de nuevo tejido óseo. Cualquier paciente que haya sufrido esta enfermedad mantendrá la deformidad de la cabeza metatarsal afectada, no incluyéndose en el estudio.

También se interrogó y exploró al paciente sobre la presencia de desequilibrios neuromusculares que pudieran afectar a la alineación ósea normal del pie y del metatarso. Se han descrito con anterioridad las múltiples inserciones que presenta tanto la musculatura intrínseca como extrínseca sobre los metatarsianos (1, 30, 31, 52). El exceso de acción de cualquiera de estos músculos sobre su origen metatarsal puede provocar la desalineación del mismo. Igualmente, desequilibrios de músculos que no presentan inserción directa sobre el metatarso pueden actuar deformando y desviando el pie, con la consiguiente afectación de la paleta metatarsal, como ocurre en el pie cavo neurológico, con espasticidad de la musculatura posterior (6).

Para que el voluntario fuera incluido en el estudio no debía referir dolor alguno en el pie, no sólo en la región metatarsal. Cualquier proceso doloroso puede ser indicativo de una inapropiada biomecánica articular del pie, pudiendo encontrarse ésta originada por una fórmula metatarsal no fisiológica. Por ejemplo, el dolor referido en la zona plantar de la región metatarsal suele deberse a sobrecarga de algún metatarsiano y puede acompañarse de reacción hiperqueratósica.

Se excluyeron sujetos afectados de traumatismos en el pie. El traumatismo quirúrgico sugiere la inapropiada alineación ósea del pie o la presencia de patología, no pudiendo considerarse el antepié del sujeto dentro de la normalidad. Traumatismos accidentales pueden causar lesión del tejido

óseo, ocasionando fractura del hueso con la consiguiente remodelación del mismo. Este proceso puede afectar a la longitud del metatarsiano acortándolo.

Traumatismos leves que no ocasionen fractura pueden determinar en cualquier caso lesión del tejido óseo con respuesta perióstica y modificación de la imagen radiológica normal de la zona anatómica. Por ello, sujetos que hayan sufrido traumatismos del pie en los últimos doce meses no fueron incluidos en el estudio.

IV.III.3. Valoración clínica y radiográfica

Posteriormente al interrogatorio se realizó una exploración para completar los valores de normalidad para la inclusión. En primer lugar se realizó una inspección.

Mediante la exploración visual se descartaron signos de alteración en la distribución de las cargas en antepié. Estos signos se evidencian principalmente por la presencia de:

- Hiperqueratosis en los puntos de sobrepoyo.
- Desviación de los dedos menores hacia dentro. Esta deformidad suele deberse a un gesto inapropiado de impulso, normalmente a consecuencia de una fórmula metatarsal no fisiológica (15, 28, 197).
- Formación de dedos en garra, ocasionado por la insuficiencia del primer radio y sobrecarga de los radios menores (197).
- Hallux abductus valgus, o sea, desviación del primer dedo hacia fuera y rotado en valgo. Es un signo de insuficiencia del primer radio en un antepié patológico (15, 81, 197).

También debe apreciarse clínicamente mediante palpación alteraciones craneo-caudales de platarflexión o dorsiflexión de las cabezas metatarsales causantes de disfunción y sobrecargas en antepié (8, 9, 15).

En la exploración clínica se descartó la existencia de hallux limitus mediante valoración de la amplitud articular de la primera articulación

metatarsofalángica. Para ello se cuantificó la extensión de dicha articulación usando un goniómetro de dos ramas ^(123, 218-220). Se consideró hallux limitus con menos de 60° de extensión metatarsofalángica.

En base al método de Buell et al ⁽¹²⁵⁾ que se ha modificado para este estudio, la valoración clínica de la amplitud de extensión de la primera articulación metatarsofalángica se realizó efectuando una serie de marcas en el aspecto medial del pie: primero se marcaba el centro de la línea interarticular de dicha articulación, luego se dibujaba una línea biseccionando la diáfisis del I metatarsiano y se conectaba con la marca previamente dibujada en el centro de la articulación, y de igual forma se procedía con la falange proximal.

Aunque Buell et al medían la amplitud de movimiento a partir de la alineación de la primera falange con el I metatarsiano, en el presente estudio la valoración de la amplitud se realizó a partir de la posición relajada de la articulación. Esto fue así porque la definición de posición neutra de una articulación es aquella posición en la que se encuentra dicha articulación con el individuo en posición anatómica. Según esto, no se puede considerar posición neutra de la articulación metatarsofalángica aquella en la que el dedo está completamente alineado con el metatarsiano, porque en posición anatómica esta articulación está ligeramente extendida.

El criterio de normalidad se basó, además, en el trabajo de Joseph ⁽¹²⁴⁾, considerado el primer autor en aportar datos significativos con relación al rango normal de movimiento de la primera articulación metatarsofalángica. Este autor consideró como posición neutra la posición relajada de la articulación (en ligera extensión). Los resultados que este autor aporta fueron 16,18° de extensión para la posición neutra de la articulación metatarsofalángica, 50,63° de extensión activa, y 22,60° de extensión adicional. alguna de las conclusiones que el autor extrajo de su estudio fue que el rango total de extensión pasiva, si se suman la extensión activa más la extensión pasiva adicional y la extensión de la posición neutra, fue aproximadamente de 90°. Según Phillips et al ⁽¹¹⁹⁾, estos valores continúan siendo referidos como el rango total normal de movimiento de la primera articulación metatarsofalángica.

Si a la extensión pasiva obtenida por Joseph (extensión activa + extensión adicional) se le resta la extensión de la posición neutra, da un resultado de 57,05°. Por otro lado, según el trabajo de Buell et al ⁽¹²⁵⁾, si a la extensión pasiva obtenida por ellos se le resta la extensión de la posición neutra hallada en su estudio, se obtiene un resultado de 63,04°. La media de estos dos valores es de aproximadamente 60° de movimiento de extensión metatarsofalángica normal.

En el presente estudio se ha utilizado 60° como criterio de normalidad a la hora de valorar la extensión metatarsofalángica.

Posteriormente a la anamnesis y valoración clínica se procedió a realizar la valoración de la radiografía dorsoplantar del sujeto. Para ello se emplearon como criterios de inclusión que las mediciones radiográficas del ángulo de metatarsus adductus, ángulo intermetatarsiano I-II, y ángulo de hallux valgus se encontraran dentro de los parámetros de normalidad, como se presenta en el apartado *IV.VII.1. Mediciones radiográficas como criterios de inclusión.*

IV. IV. CONSENTIMIENTO INFORMADO

A los individuos que a priori se determinaba podrían ser incluidos en el estudio, se les entregó un documento informado en el que se explicaba la naturaleza del estudio, sus objetivos y posibles riesgos. Una vez leído éste y aclaradas las cuestiones oportunas, si el sujeto aceptaba participar se procedía a la firma del consentimiento informado (Anexo X.I). Posteriormente se aplicaba el protocolo de exploración clínico necesario para la inclusión del sujeto en el estudio y, en caso de validez del mismo, se realizaba una radiografía dorsoplantar.

Aunque tratándose éste de un estudio observacional, no experimental, pero debido a la necesidad de radiografiar a sujetos sanos para la observación y recogida de datos, se optó por someterlo a la consideración del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla. Dicho comité avaló el

trabajo, determinando que cumplía los requisitos legales según la normativa nacional y europea (Anexo X.II).

IV. V. CÁLCULO DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA

Para la estimación de una media se debe calcular el tamaño de la muestra en función de la precisión (i) y del nivel de confianza deseado. Para ello se aplicó la siguiente fórmula ^(211, 212):

$$n = \frac{z^2 \cdot \Phi^2}{i^2}$$

(donde n es el tamaño de la muestra, el valor de z varía en función del nivel de confianza, Φ la desviación típica e i el nivel de precisión)

Teniendo presente que este tipo de mediciones suele realizarse sobre un negatoscopio y empleando goniómetros y reglas milimetradas que permiten al observador una gradación máxima de 0,5 milímetros, se ha calculado por lo tanto un tamaño de muestra válido para una precisión de 0,5 ($i = 0,5$), y con un nivel de confianza del 95%. Se determinó el valor de z aplicando las tablas estadísticas, correspondiendo en este caso a 1,96.

Para la determinación del valor de la varianza (Φ^2), se realizó un estudio piloto sobre 90 pies (58 pies de mujer y 32 pies de hombre) empleando un único sistema de medición. Se determinaron los valores medios y de dispersión de protusión de cada metatarsiano respecto al II radio en cada grupo (hombres y mujeres), y se emplearon las cifras más desfavorables de desviación típica en cada caso (2,48 en hombres y 2,01 en mujeres) para calcular el tamaño de la muestra en cada grupo.

Aplicando dichos valores en la fórmula anterior, el valor del tamaño muestral necesario que se obtuvo para el grupo «hombres» fue el siguiente:

$$n = \frac{1,96^2 \cdot 2,48^2}{0,5^2} = \frac{3,84 \cdot 6,15}{0,25} = 94,4 \text{ pies}$$

Y para el grupo «mujeres»:

$$n = \frac{1,96^2 \cdot 2,01^2}{0,5^2} = \frac{3,84 \cdot 4,04}{0,25} = 62,05 \text{ pies}$$

IV. VI. PROYECCIÓN RADIOGRÁFICA

Se empleó una proyección dorsoplantar estandarizada en carga ^(41, 42, 63, 64, 71, 99, 109, 130), con una distancia foco-placa de 100 cm y centrado a nivel de las articulaciones tarso-metatarsales, de acuerdo con los criterios del Comité de Mediciones y Terminología de la American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) ^(64, 169).

La inclinación del tubo del rayos X fue de 15° respecto a la vertical ^(42-44, 65, 71, 72, 92, 95, 153, 171, 221, 222).

Los pies de cada sujeto se colocaron juntos sobre el mismo chasis ^(41, 63, 64, 88, 155, 221).

El aparato utilizado fue una unidad portátil de rayos-X Sedecal SPS HF-4.0®, con colimador. Este equipo opera a potencial constante de alta frecuencia y en línea monofásica. Presenta el modo de control de dos puntos por selección de kilovoltios y el producto miliamperios-segundo.

Los parámetros de la radiación empleada fueron 45 KV y 4 mAseg, empleando delantal plomado para prevenir de irradiación del resto del organismo.

Los cassettes utilizados fueron Kodak X-Omatic® de 24 x 30 cm con pantalla de intensificación regular. Los chasis se escogieron de este tamaño porque permitían obtener la imagen dorsoplantar de ambos pies en carga.

IV. VII. MEDICIONES RADIOGRÁFICAS

Las placas radiográficas fueron escaneadas mediante un escáner de radiografías (Epson Expression 1680 Pro®) a tamaño real (1:1) y digitalizadas. Las mediciones radiográficas se realizaron con el programa AutoCAD 2004® (Autodesk Inc, San Rafael, California). Este programa permite, entre otras muchas funciones, marcar puntos, trazar líneas rectas a partir de dos puntos predeterminados, hallar el punto medio en una línea recta, trazar circunferencias a partir de un centro conocido y pasando por un punto predeterminado, medir distancias y ángulos. Estas fueron las funciones utilizadas para la realización de todas las medidas. Las posibilidades del software permitía establecer con mayor precisión los puntos a determinar sobre la imagen radiológica del pie utilizando para ello el zoom, además de la facilidad y comodidad que presenta este tipo de mediciones respecto a las realizadas sobre negatoscopio.

Previa a la digitalización de la radiografía, y para comprobar que no se producían variaciones en el tamaño real de la imagen durante el proceso de exploración mediante el escáner, durante la importación de la imagen digitalizada al programa, o durante la ampliación y reducción de la imagen en el ordenador, se realizó el mismo proceso utilizando una regla transparente milimetrada en lugar de una radiografía. Una vez la imagen de la regla fue importada al programa, se midió la distancia entre dos marcas de un centímetro y entre dos marcas de un milímetro, con varios tamaños de zoom. El resultado fue 10,00 y 1,00 milímetros respectivamente para todas las ampliaciones y reducciones de la imagen. Esto quiere decir que este software permite ampliar y reducir una imagen varias veces su tamaño inicial sin variar el tamaño real. La ventaja de esta característica del programa es que se aumenta la exactitud de las medidas realizadas, puesto que al poder ampliar la imagen las veces que sea necesario, la marcación de puntos en zonas

determinadas y el trazado de las líneas que constituirían posteriormente las distancias y los ángulos a medir, será más precisa.

IV.VII.1. Mediciones radiográficas como criterios de inclusión

Los sistemas de medición de cada uno de los ángulos que relacionamos a continuación fueron descritos en *I.II.2. Imagen normal y relaciones angulares en proyección dorsoplantar*.

a) Ángulo metatarsofalángico del primer dedo

El ángulo metatarsofalángico del primer dedo, también llamado ángulo de hallux abductus o ángulo de hallux valgus, se utiliza para valorar la abducción de la falange proximal del primer dedo con respecto al eje longitudinal del I metatarsiano. Es considerado como el principal método para cuantificar dicha desviación en la deformidad de hallux abductus valgus ⁽⁹³⁾.

La AOFAS recomienda localizar dos puntos de referencia de forma similar a la localización de dichos puntos para trazar el eje del I y II metatarsianos, pero en un área comprendida entre 0,5 y 1 cm proximal a la superficie articular distal, y en otra comprendida entre 0,5 y 1 cm distal a la superficie articular proximal de la falange ⁽²²³⁾. En este estudio se ha utilizado la línea que une el punto medio de la anchura de la superficie articular distal y el punto medio de la anchura de la superficie articular proximal de esta falange.

El valor a partir del cual se considera que existe hallux abductus valgus es 15°. Con un ángulo de hallux valgus mayor 15° existe una desviación anormal de la falange proximal del primer dedo en el plano transversal, por lo tanto el valor normal que se ha considerado en este estudio para este ángulo ha sido de 15° o menos, no incluyendo en el mismo sujetos que presentaran más de 15°.

b) Ángulo intermetatarsal entre el I y el II metatarsianos

Para trazar los ejes de I y II metatarsianos es necesario hallar dos puntos de referencia; uno de ellos será el punto medio de la anchura del metatarsiano en una zona que esté entre 1 y 2 cm proximal a la superficie articular distal, y el otro el punto medio de la anchura del metatarsiano en la zona comprendida entre 1 y 2 cm distal a la superficie articular proximal. De esta forma, ese rango de 1 cm se puede utilizar para las distintas variaciones en el tamaño del pie. En general, dichos puntos de referencia se ubicarán tan cerca de la diáfisis del metatarsiano como sea posible ⁽²²³⁾.

Cuando este ángulo muestra un valor anormalmente aumentado, existe una deformidad llamada *metatarsus primus varus* o *metatarsus primus adductus*, sin incluir el pie en la muestra para el estudio.

En el presente estudio se han contemplado como valores de normalidad del ángulo intermetatarsiano I-II hasta 10°.

c) Ángulo Metatarsus Adductus

El ángulo metatarsus adductus determina la relación entre el eje longitudinal del tarso menor y el eje del metatarso (que coincide con el eje del II metatarsiano) en una radiografía dorsoplantar. Sirve para valorar la orientación del antepié en el plano transversal. En la literatura se pueden encontrar diversas variaciones en el cálculo y trazado de los puntos y líneas que conforman dicho ángulo.

El sistema que aparece más referenciado, y por lo tanto parece más utilizado, es la que se describe a continuación, aunque también experimenta alguna variación según el autor. Para este estudio se ha escogido, de las dos opciones publicadas respecto al actual sistema, la siguiente: primero se localiza el punto más medial de la articulación astrágalo-escafoidea (A), y el punto más medial de la primera articulación cuneo-metatarsal (B). Estos dos puntos se unen mediante una línea en la que se calcula el punto medio (C). Después se localiza el punto más lateral de la articulación entre el cuboides y

el IV metatarsiano (D) y el punto más lateral de la articulación calcáneo-cuboidea (E), y se marca el punto medio de la línea DE (F)^(9, 82, 88-94) (Fig. 2).

El ángulo metatarsus adductus, como se ha indicado, es el formado entre la perpendicular al eje del tarso menor y el eje longitudinal del II metatarsiano.

Se ha preferido utilizar el método que implica a la articulación entre el IV metatarsiano y el cuboides, y no entre el V metatarsiano y el cuboides, por considerar el primero más estable, ya que la base del V metatarsiano presenta frecuentes variaciones en tamaño y forma, y por ser el más referenciado en la literatura.

El valor normal de este ángulo está en torno a los 15°. Valores de este ángulo por encima de 15° dan lugar a un antepié tipo adductus, y valores por debajo de 15°, a un antepié de tipo rectus.

IV.VII.2. Sistemas de medición de la protusión metatarsal

Para la medición de la protusión metatarsal se emplearon, como se ha indicado previamente, dos sistemas de valoración radiológica de la región metatarsal ya descritos en la literatura. Uno de ellos fue el empleado por de Hardy y Clapham ⁽¹⁶⁸⁾, diseñado para determinar la protusión I-II metatarsianos adaptándolo al resto de los metatarsianos. Consiste en determinar la protusión de I, III, IV y V metatarsianos en relación con la longitud del II radio.

El otro sistema fue publicado por Oller ^(129, 175), para estudiar la protusión del V metatarsiano, que también fue adaptado para valorar el resto de los metatarsianos respecto al II radio. Originalmente consistía en cuantificar el ángulo formado entre el eje diafisario del II metatarsiano y la tangente a las cabezas de II y V metatarsianos, que fue calculado también en el resto de los metatarsianos, usando las tangentes entre las cabezas metatarsales de II-I, II-III y II-IV.

Se empleó el II metatarsiano como referencia en ambos sistemas de medición por diversas razones:

- a) Es considerado el eje longitudinal del metatarso, usado habitualmente como una referencia para realizar distintas mediciones radiológicas de antepié (15, 24, 41, 83, 88, 89, 100). Rowland (224) describe la relación angular entre la parte anterior del pie respecto a la parte posterior utilizando el eje longitudinal de ésta y el eje diafisario del II metatarsiano.
- b) Debido a la conformación de la segunda articulación metatarso-cuneana, al encajonamiento del metatarsiano entre la primera y la tercera cuña, y la limitación en la movilización de esta articulación que esto supone; se presenta como el metatarsiano más estable, con escasa capacidad de adoptar desalineaciones que influyan en la protusión del mismo (4, 23).
- c) El II metatarsiano es el que presenta menor afectación en cuanto a su longitud. Es frecuente, sin embargo, encontrar un I metatarsiano excesivamente corto o largo, V metatarsianos cortos; y, aunque resulta una entidad de escasa incidencia (entre 1/1.820 y 1/4.586) (34, 225, 226), en caso de braquimetatarsia, el metatarsiano más frecuentemente afectado es el IV (34, 156, 159).

Robinson y Ouzounian (227) publicaron en 1998 una revisión bibliográfica a cerca de los casos clínicos de braquimetatarsia descritos en literatura inglesa entre 1945 y diciembre de 1997. Establecieron la frecuencia de afectación de cada metatarsiano, pudiendo constatarse la mayor afección de III y IV, frente a la menor afectación del II metatarsiano.

- Adaptación del sistema de Hardy y Clapham

En primer lugar se trazó el eje transversal del tarso, marcando la línea que une el punto más posterior del tubérculo del escafoide con la superficie posterior de la carilla articular proximal del cuboide (168, 228).

Se usó la intersección entre el eje diafisario del II metatarsiano y el eje transverso del tarso como punto de giro para proyectar la tangente a las cinco cabezas metatarsales sobre el eje del II radio (Fig. 18).

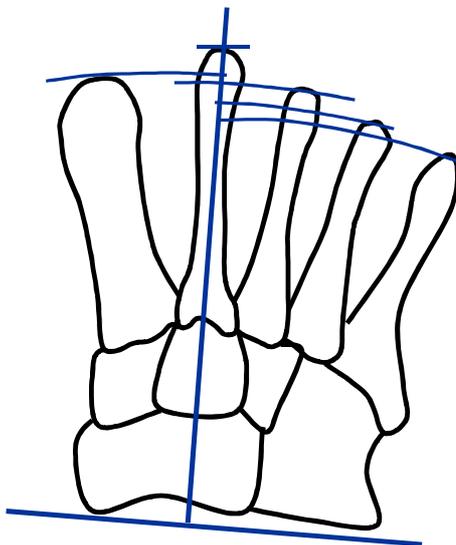


Fig. 18. Sistema empleado para cuantificar la protusión metatarsal

Los ejes diafisarios en los huesos largos fueron trazados siguiendo a Coughlin et al ⁽²²³⁾, usando las zonas metafisarias tanto de los metatarsianos como de la falange proximal del primer dedo.

Las distancias entre los arcos de circunferencia tangentes a los puntos más distales de las cabezas metatarsales se expresaron en milímetros y en porcentaje respecto a la distancia comprendida entre el punto más distal de la cabeza del II metatarsiano y la línea del eje transverso del tarso (denominada en este estudio como longitud del II radio) (Fig. 19). Las distancias de protusión mayores al II radio se expresaron en valores positivos, y las distancias de protusión metatarsal menores al II radio se expresaron con signo negativo.

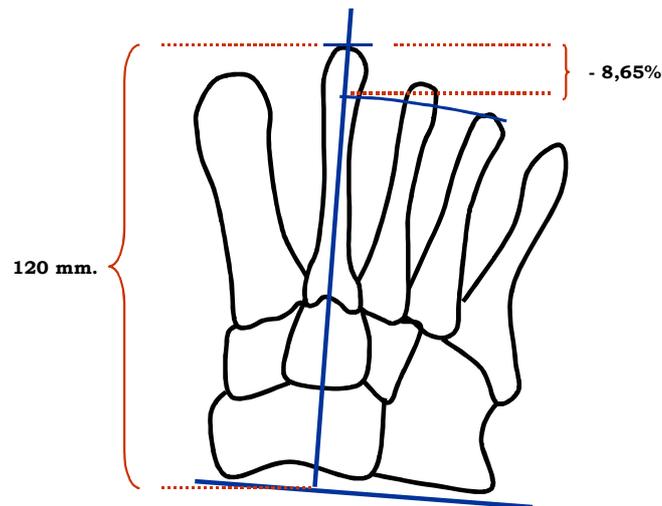


Fig.19. Cuantificación de la protusión del IV metatarsiano respecto al II radio

- Adaptación del sistema de Oller

El segundo sistema consistió en medir los ángulos (en grados) formados por las tangentes de las cabezas de cada metatarsiano y la cabeza del II, con el eje longitudinal del II radio (Fig. 20).

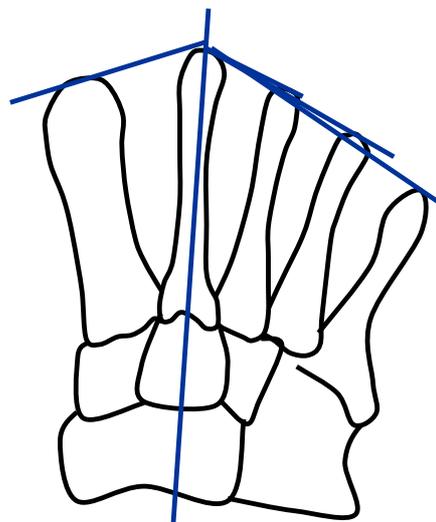


Fig. 20. Adaptación del sistema de Oller

Es preciso citar que las mediciones radiográficas tomadas sobre cualquier proyección no se corresponden a valores reales debido a la amplificación de la imagen radiológica respecto al objeto radiografiado ^(60, 61).

Perry et al ⁽²²⁹⁾ compararon mediciones sobre marcadores anatómicos implantados en piezas cadavéricas en situación real y sobre placas radiográficas, encontrando diferencias significativas, de hasta un 19%, entre ambas.

Por otro lado, Camasta et al ⁽²³⁰⁾ establecieron en su estudio sobre 250 piezas cadavéricas el factor de magnificación respecto a la imagen radiográfica de los cuatro primeros metatarsianos en proyecciones dorsoplantares y laterales. Este factor es distinto para cada metatarsiano y varía según la proyección empleada, como se refleja en la Tabla 6.

**TABLA 6. FACTOR DE CONVERSIÓN DE LA IMAGEN
RADIOGRÁFICA DE LOS METATARSIANOS**

METATARSIANO	COEFICIENTE DORSOPLANTAR	COEFICIENTE LATERAL
I	0,810	0,877
II	0,836	0,816
III	0,812	0,838
IV	0,831	0,862

Se utilizó una ficha para recoger los resultados de todas las mediciones realizadas a cada individuo (Anexo III).

IV.VII.3. Valoración de la fórmula metatarsal según Viladot

En 1982, Viladot ⁽²⁸⁾ estimó una terminología similar a la usada por Nilsonne en 1930 para definir el concepto de fórmula metatarsal atendiendo a la relación de protusión existente entre I y II metatarsianos. De esta forma, el autor empleó el término *Index Plus Minus* para referirse a aquellos metatarsos en los cuales la protusión entre I y II metatarsiano eran iguales, *Index Minus* cuando el I metatarsiano presentaba una menor protusión que el II, e *Index Plus* cuando el metatarsiano más protuyente era el I.

Atendiendo al concepto de fórmula metatarsal defendido por Viladot ^(18, 28), la muestra ha sido clasificada en tres grupos:

- Index Plus Minus: cuando I y II metatarsianos presentaban una protusión expresada en milímetros igual. Para ello se han entendido como diferencias no significativas aquellas inferiores a 0,5 mm.

- Index Minus: cuando el I metatarsiano mostraba una protusión menor a la del II, con un valor igual o mayor a 0,5 mm.

- Index Plus: cuando el I metatarsiano presentaba una protusión mayor a la del II, con un valor igual o mayor a 0,5 mm.

IV.VII.4. Prueba de fiabilidad interna

La fiabilidad de las mediciones radiológicas ha sido confirmada por diversos estudios, como los realizados por Kilmartin ⁽⁸⁴⁾, Saltzman et al ⁽⁶⁴⁾, Venning y Hardy ⁽²²⁸⁾, Bryant et al ⁽⁹⁵⁾; para corroborar la fiabilidad de las mediciones realizadas se empleó el método propuesto por Bryant et al ^(63, 95).

Las mediciones se repitieron dos veces en 8 pies escogidos aleatoriamente, realizando en total 3 mediciones sobre cada uno de ellos. La segunda medición se realizó una semana después de realizar la primera, y la tercera una semana después de la segunda. Para la segunda y tercera

medición se emplearon los archivos originales provenientes del escaneado sin mostrar referencia o trazado alguno.

IV.VIII. SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN DE LA PROTUSIÓN METATARSAL

Para determinar la sensibilidad y especificidad de los sistemas de valoración de la protusión metatarsal empleados en este estudio se aplicaron ambos sobre un grupo de pies que presentaba patología del primer radio (N = 198) relacionada con la protusión metatarsal. El grupo patológico se dividió en los grupos «hombres» (N = 120) y «mujeres» (N = 78) para realizar los cálculos de forma independiente en cada grupo, ambos con tamaños muestrales próximos a los empleados en cada uno de los grupos normales según el sexo.

El grupo patológico incluía pies afectados de hallux abductus valgus (N = 101) y pies que presentaban hallux limitus (N = 97). Las pruebas de sensibilidad y los contrastes de valores medios se estudiaron de forma separada en los grupos «hombres» y «mujeres».

IV. IX. ANÁLISIS DE DATOS

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 12.0 para Windows® (SPSS Science, Chicago, Illinois). Se recogieron los resultados de los datos recopilados en las fichas a partir de las mediciones realizadas en las placas radiográficas sobre 169 pies, y se calcularon: valor medio, desviación típica, intervalo de confianza para la media del 95%, valor mínimo, valor máximo y rango.

Se determinó la naturaleza de la distribución de los datos de la muestra utilizando la prueba de Kolmogorov-Smirnov debido al tamaño de la muestra (N > 50). Las pruebas de normalidad se complementaron con el análisis de las gráficas de normalidad.

Además, se compararon los valores de protusión metatarsal en función de la variable «Sexo». Previamente se determinó la naturaleza de la

distribución de los datos en ambos grupos utilizando asimismo la prueba de Kolmogorov-Smirnov y las gráficas de normalidad.

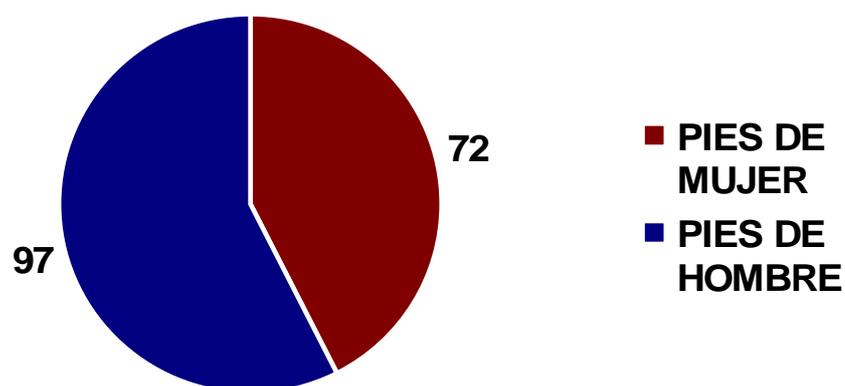
La fiabilidad interna del estudio se determinó mediante una prueba de fiabilidad intraclase sobre los valores de protusión metatarsal, medidos tres veces sobre 8 pies seleccionados aleatoriamente, encontrando valores muy próximos en las diferentes repeticiones de las mismas mediciones radiográficas.

Para estudiar la sensibilidad y especificidad de los sistemas de medición empleados en el estudio se valoraron las variables correspondientes a la relación entre II y I metatarsianos («Distancia II-I», «Relación II-I» y «Ángulo II-I») mediante la curva de características operativas para el receptor (curvas COR). Para ello se estudió el grupo normal en comparación con el grupo patológico. Se compararon además los valores medios de las variables correspondientes a la relación entre I y II metatarsianos del grupo normal contrastándolos con el grupo que presentaba patología en el I metatarsiano mediante la prueba de T de Student.

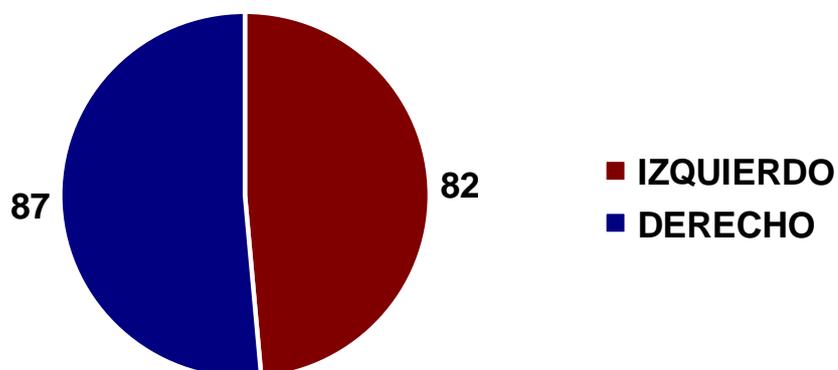
V. RESULTADOS

V. I. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

El tamaño de la muestra fue de 169 imágenes radiográficas de pies, participando 42 mujeres y 63 hombres, no incluyéndose en todos los casos los dos pies de cada voluntario, ya fuera debido a los criterios de inclusión o a la presencia de artefactos en alguna placa radiográfica. En total se emplearon 72 pies de mujer y 97 pies de hombre (Gráfica 1). 82 pies fueron izquierdos, y 87 derechos (Gráfica 2).

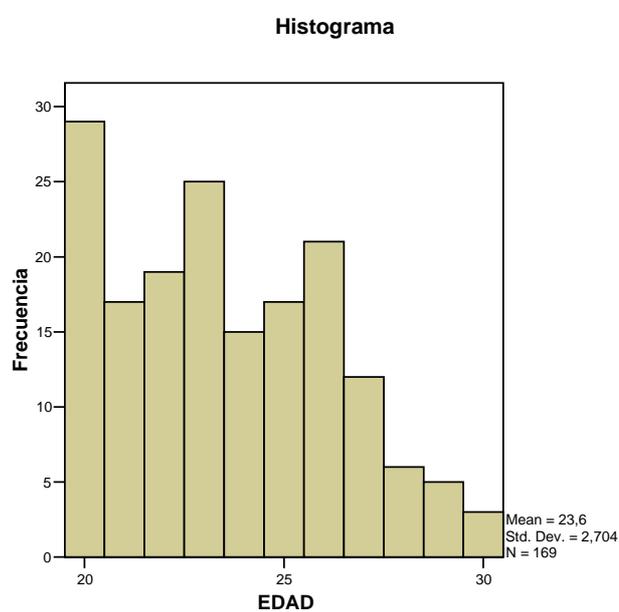


Gráfica 1. Distribución de la muestra de pies según sexo. Valores absolutos



Gráfica 2. Lateralidad de la muestra. Valores absolutos

La media de edad de la muestra fue de 23,6 años \pm 2,7 (Gráfica 3).



Gráfica 3. Distribución de la edad en la muestra

V. II. LONGITUD DEL II RADIO

La agrupación de los datos en la variable «Longitud del II radio» mostró una distribución normal ($p = 0,055$) según el test y las gráficas de normalidad.

Los valores medios, mínimo y máximo, desviación típica, y rango de esta variable se muestran en la Tabla 7.

TABLA 7. ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LA VARIABLE «LONGITUD II RADIO», MEDIDA EN MM

	MEDIA \pm DT	MÍNIMO	MÁXIMO	RANGO	INTERVALO CONFIANZA 95%	
LONGITUD II RADIO (MM)	122,823 \pm 9,193	98,39	144,63	46,24	Lím Sup	124,22
					Lím Inf	121,22

V. III. PROTUSIÓN METATARSAL

En este apartado, se muestran los resultados expresando la protusión metatarsal obtenida empleándose ambos sistemas. Respecto al primero de ellos, los resultados se expresan en milímetros (en Tablas y Gráficas: DISTANCIA) y como porcentaje (en Tablas y Gráficas: RELACIÓN) de la longitud del II radio.

Las variables «Distancia II-IV», «Relación II-IV», «Ángulo II-I», «Ángulo II-IV» y «Ángulo II-V» mostraron una distribución normal de los datos sólo en la lectura de las gráficas de normalidad. El resto de las variables mostraron normalidad tanto en los resultados del test ($p > 0,05$) como en las gráficas de normalidad (Tablas 8 y 9).

TABLA 8. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE NORMALIDAD EN LAS VARIABLES DE PROTUSIÓN METATARSAL SEGÚN LA ADAPTACIÓN DEL SISTEMA DE HARDY CLAPHAM (EXPRESADO EN MM Y EN PORCENTAJE RESPECTO A LA LONGITUD DEL II RADIO)

VARIABLE	SIGNIFICACIÓN
DISTANCIA II-I (MM)	0,200*
DISTANCIA II-III (MM)	0,200*
DISTANCIA II-IV (MM)	0,043**
DISTANCIA II-V (MM)	0,087
RELACIÓN II-I (%)	0,200*
RELACIÓN II-III (%)	0,200*
RELACIÓN II-IV (%)	0,012**
RELACIÓN II-V (%)	0,200*

* Límite inferior de significación verdadera

** Valores inferiores a 0,05

TABLA 9. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE NORMALIDAD EN LAS VARIABLES DE PROTUSIÓN METATARSAL SEGÚN LA ADAPTACIÓN DEL SISTEMA DE OLLER

VARIABLE	SIGNIFICACIÓN
ÁNGULO II-I (°)	0,008**
ÁNGULO II-III (°)	0,200*
ÁNGULO II-IV (°)	0,001**
ÁNGULO II-V (°)	0,034**

* Límite inferior de significación verdadera

** Valores inferiores a 0,05

Los estadísticos descriptivos de los valores de protusión metatarsal se presentan en la Tablas 10 y 11, y Gráficas 4-15.

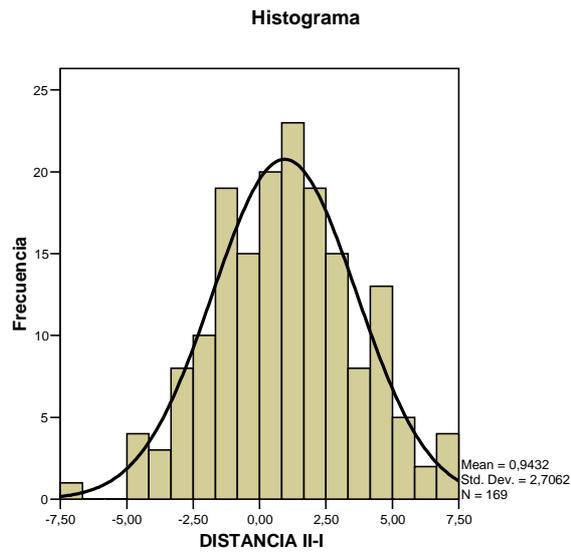
TABLA 10. ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LAS VARIABLES DE PROTUSIÓN METATARSAL SEGÚN LA ADAPTACIÓN DEL SISTEMA DE OLLER

VARIABLE	MEDIA ± DT	MÍNIMO	MÁXIMO	RANGO	INTERVALO CONFIANZA 95%	
					Lím Sup	Lím Inf
ÁNGULO II-I (°)	86,23 ± 6,31	67	101	34	Lím Sup	87,19
					Lím Inf	85,27
ÁNGULO II-III (°)	68,85 ± 6,32	53	83	30	Lím Sup	69,81
					Lím Inf	67,89
ÁNGULO II-IV (°)	61,8 ± 4,65	51	74	23	Lím Sup	62,50
					Lím Inf	61,09
ÁNGULO II-V (°)	55,09 ± 3,71	47	65	18	Lím Sup	55,65
					Lím Inf	54,52

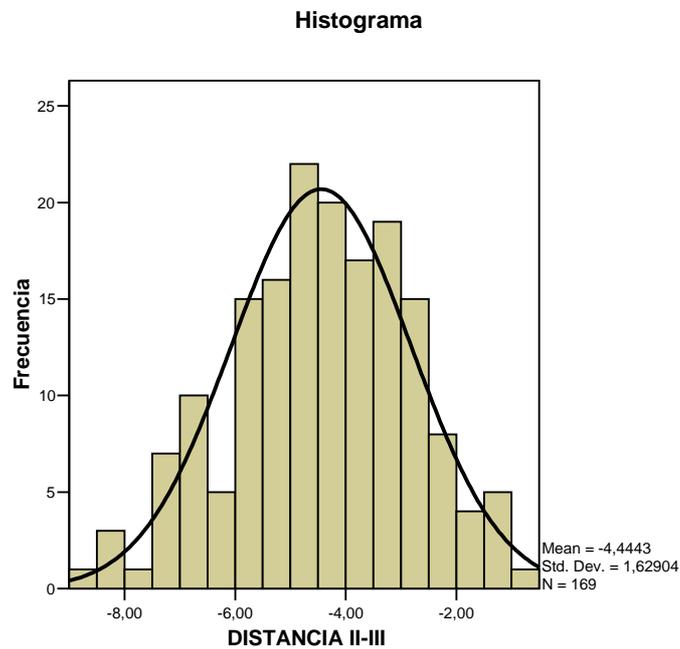
TABLA 11. ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS DE LAS VARIABLES DE PROTUSIÓN METATARSAL SEGÚN LA ADAPTACIÓN DEL SISTEMA DE HARDY Y CLAPHAM, EXPRESADAS EN MM Y EN PORCENTAJE RESPECTO A LA LONGITUD DEL II RADIO

VARIABLE	MEDIA \pm DT (*)	MÍNIMO	MÁXIMO	RANGO	INTERVALO CONFIANZA 95%	
					Lím Sup	Lím Inf
DISTANCIA II-I (MM)	0,94 \pm 2,71	- 7,28	6,94	14,22	Lím Sup	1,35
					Lím Inf	0,53
DISTANCIA II-III (MM)	- 4,44 \pm 1,63	- 8,60	- 0,87	7,73	Lím Sup	-4,20
					Lím Inf	-4,69
DISTANCIA II-IV (MM)	- 11,17 \pm 2,71	-17,84	- 4,17	13,67	Lím Sup	-10,75
					Lím Inf	-11,58
DISTANCIA II-V (MM)	- 20,21 \pm 3,77	- 29,91	- 10,48	19,43	Lím Sup	-19,63
					Lím Inf	-20,78
RELACIÓN II-I (%)	0,83 \pm 2,19	- 5,29	5,72	11	Lím Sup	1,16
					Lím Inf	0,50
RELACIÓN II-III (%)	- 3,60 \pm 1,22	- 6,92	- 0,69	6,23	Lím Sup	-3,41
					Lím Inf	-3,78
RELACIÓN II-IV (%)	- 9,05 \pm 1,89	- 13,06	- 3,96	9,1	Lím Sup	-8,76
					Lím Inf	-9,33
RELACIÓN II-V (%)	- 16,4 \pm 2,52	- 22,24	- 9,96	12,28	Lím Sup	-16,02
					Lím Inf	-16,79

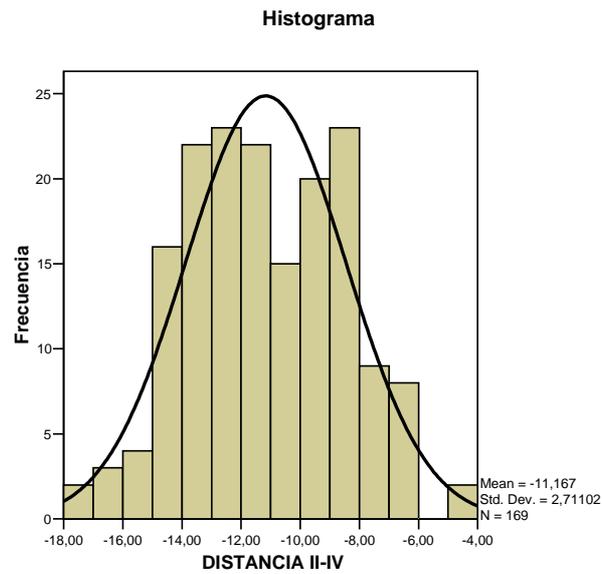
(*) Nótese que los valores negativos de protusión metatarsal indican una menor proyección distal del metatarsiano correspondiente respecto al II radio



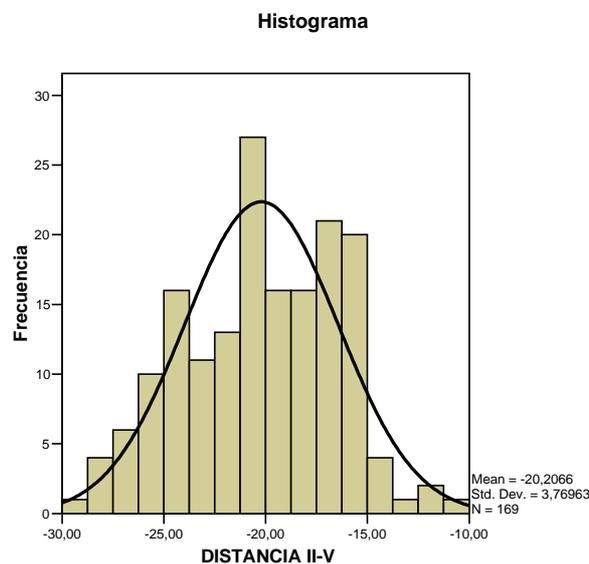
Gráfica 4. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



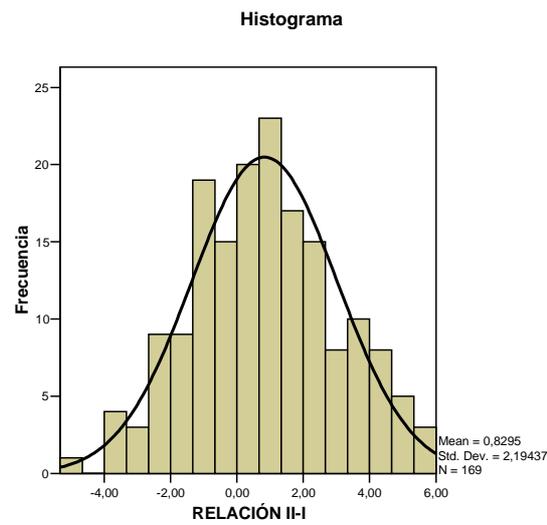
Gráfica 5. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



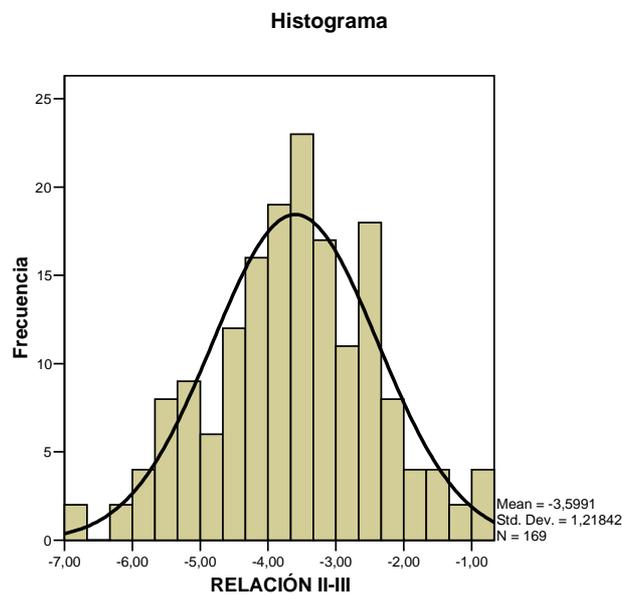
Gráfica 6. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



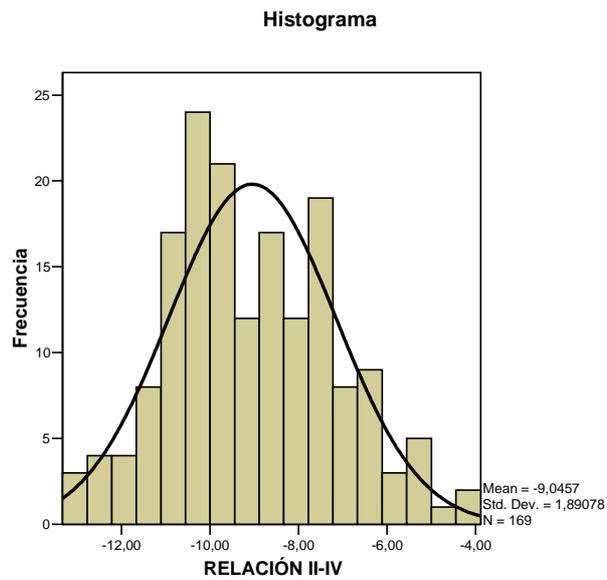
Gráfica 7. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



Gráfica 8. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham

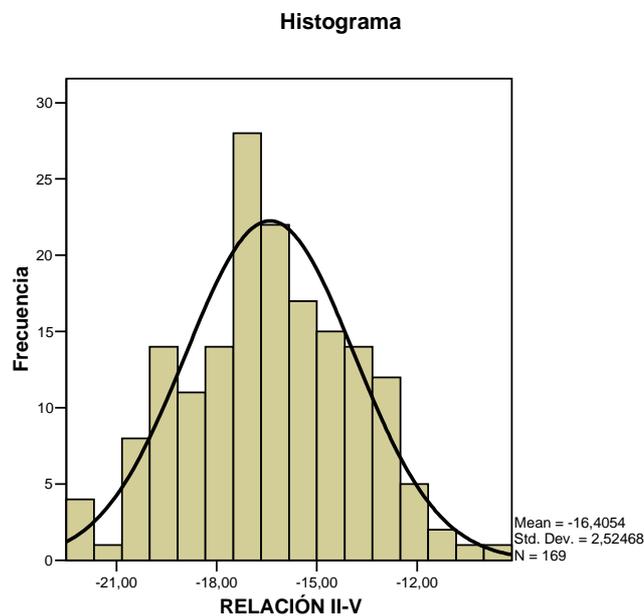


Gráfica 9. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



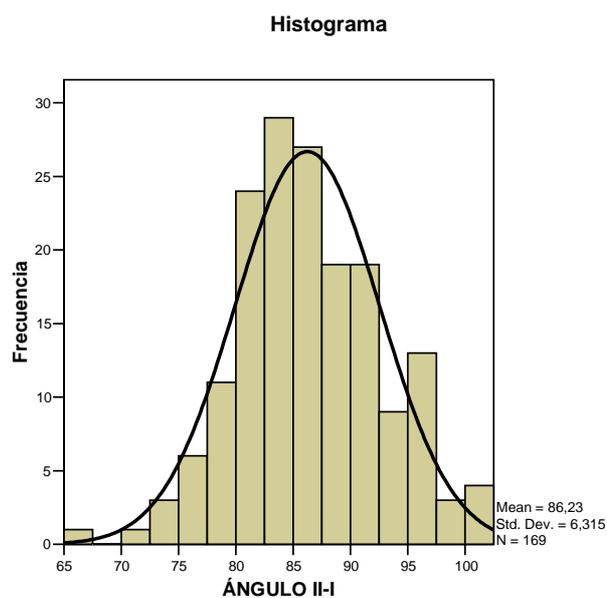
Gráfica 10. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

Adaptación del sistema de Hardy y Clapham

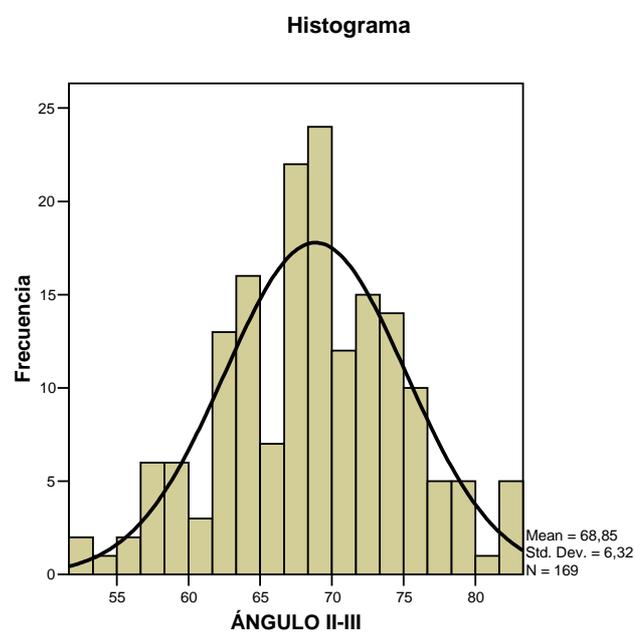


Gráfica 11. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en la muestra expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

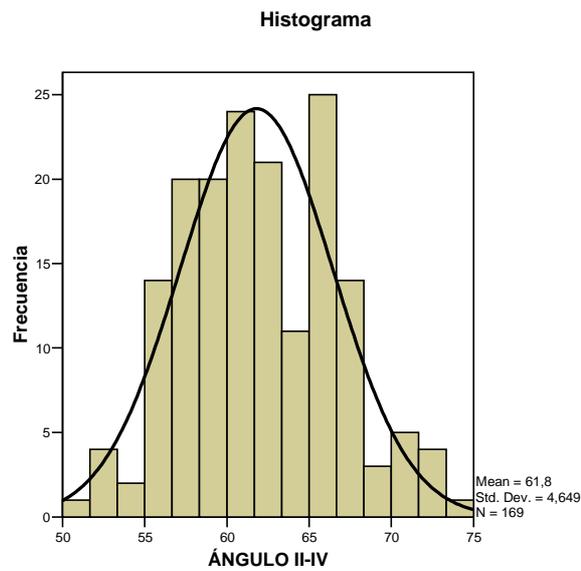
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



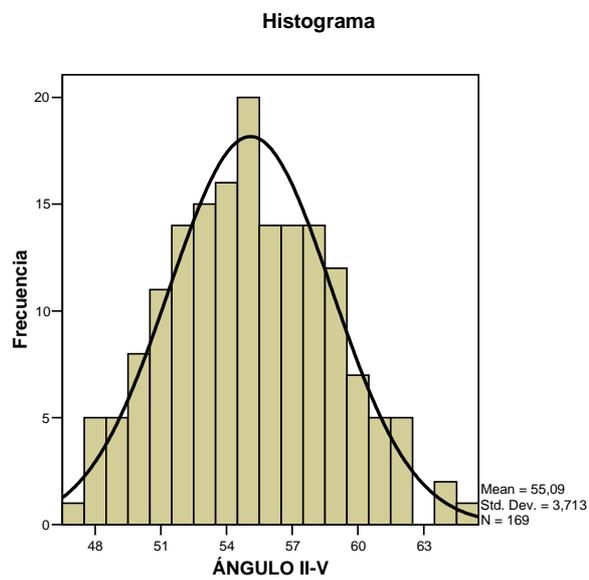
*Gráfica 12. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO
RESPECTO AL II en la muestra.
Adaptación del sistema de Oller*



*Gráfica 13. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO
RESPECTO AL II en la muestra.
Adaptación del sistema de Oller*



*Gráfica 14. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO
RESPECTO AL II en la muestra.
Adaptación del sistema de Oller*



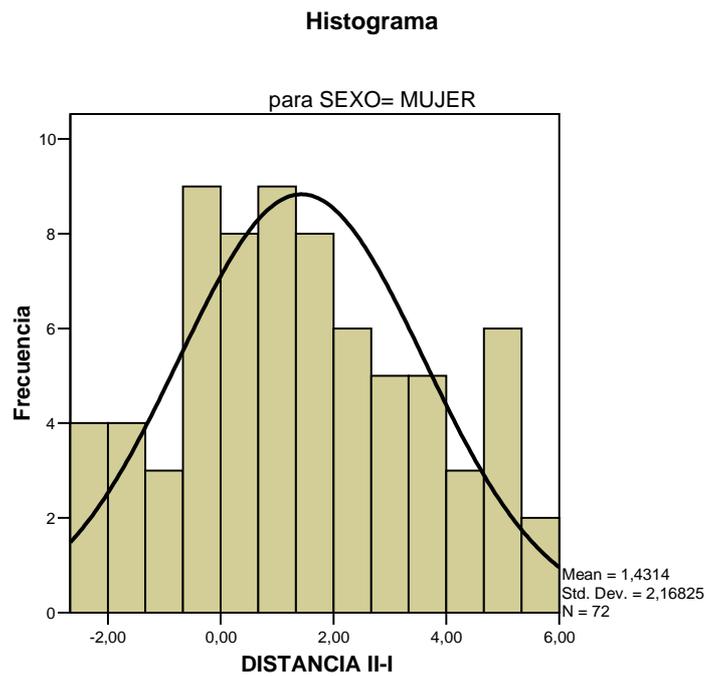
*Gráfica 15. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO
RESPECTO AL II en la muestra.
Adaptación del sistema de Oller*

El análisis estadístico en función de la variable «Sexo» mostró diferencias significativas ($p < 0,05$) entre ambos grupos para todas las variables de protusión utilizándose ambos sistemas de valoración (Tabla 12). Ambos grupos, «hombres» y «mujeres», mostraron una distribución normal de los datos en todas las variables estudiadas (Gráficas 16 - 38).

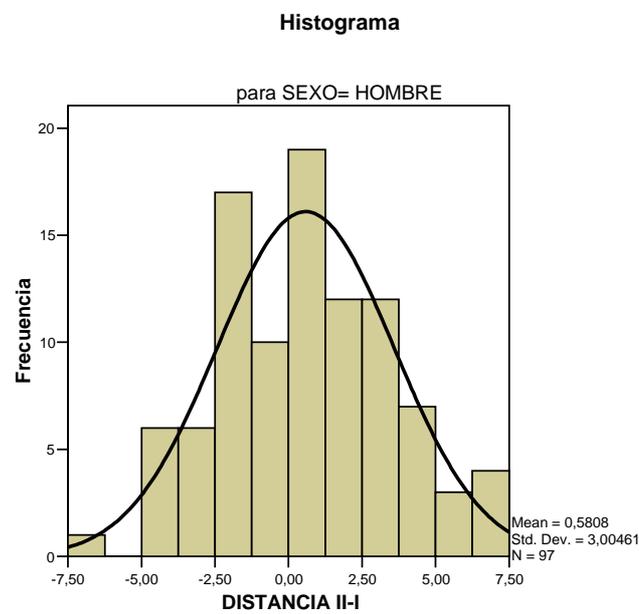
TABLA 12. DIFERENCIAS DE LOS VALORES DE PROTUSIÓN METATARSAL SEGÚN LA VARIABLE «SEXO» EN AMBOS SISTEMAS

VARIABLES	MEDIA \pm DT EN EL GRUPO «MUJERES» (N = 72)(*)		MEDIA \pm DT EN EL GRUPO «HOMBRES» (N = 97)(*)		SIGNIFICACIÓN		
DISTANCIA II-I (MM)	1,43 \pm 2,17	Lím Sup	1,94	0,58 \pm 3,00	Lím Sup	1,19	0,034
		Lím Inf	0,92		Lím Inf	-0,25	
DISTANCIA II-III (MM)	- 3,87 \pm 1,27	Lím Sup	-3,57	- 4,87 \pm 1,73	Lím Sup	-4,52	<0,0005
		Lím Inf	-4,17		Lím Inf	-5,22	
DISTANCIA II-IV (MM)	- 9,60 \pm 2,08	Lím Sup	-9,11	- 12,33 \pm 2,54	Lím Sup	-11,82	<0,0005
		Lím Inf	-10,09		Lím Inf	-12,84	
DISTANCIA II-V (MM)	- 17,88 \pm 2,65	Lím Sup	-17,26	- 21,93 \pm 3,55	Lím Sup	-21,21	<0,0005
		Lím Inf	-18,51		Lím Inf	-22,65	
RELACIÓN II-I (%)	1,27 \pm 1,88	Lím Sup	1,72	0,50 \pm 2,35	Lím Sup	0,97	0,023
		Lím Inf	0,83		Lím Inf	0,25	
RELACIÓN II-III (%)	- 3,36 \pm 1,04	Lím Sup	-3,12	- 3,77 \pm 1,31	Lím Sup	-3,51	0,029
		Lím Inf	-3,61		Lím Inf	-4,04	
RELACIÓN II-IV (%)	- 8,34 \pm 1,69	Lím Sup	-7,94	- 9,57 \pm 1,87	Lím Sup	-9,19	<0,0005
		Lím Inf	-8,73		Lím Inf	-9,95	
RELACIÓN II-V (%)	- 15,54 \pm 2,07	Lím Sup	-15,05	- 17,05 \pm 2,64	Lím Sup	-16,51	<0,0005
		Lím Inf	-16,03		Lím Inf	-17,58	
ÁNGULO II-I (°)	87,49 \pm 5,48	Lím Sup	88,77	85,30 \pm 6,74	Lím Sup	86,66	0,026
		Lím Inf	86,20		Lím Inf	83,94	
ÁNGULO II-III (°)	70,00 \pm 5,74	Lím Sup	71,31	68,00 \pm 6,72	Lím Sup	69,35	0,042
		Lím Inf	68,69		Lím Inf	66,65	
ÁNGULO II-IV (°)	63,47 \pm 4,17	Lím Sup	64,45	60,56 \pm 4,61	Lím Sup	61,49	<0,0005
		Lím Inf	62,49		Lím Inf	59,63	
ÁNGULO II-V (°)	56,38 \pm 3,27	Lím Sup	57,14	54,13 \pm 3,75	Lím Sup	54,89	<0,0005
		Lím Inf	55,61		Lím Inf	53,38	

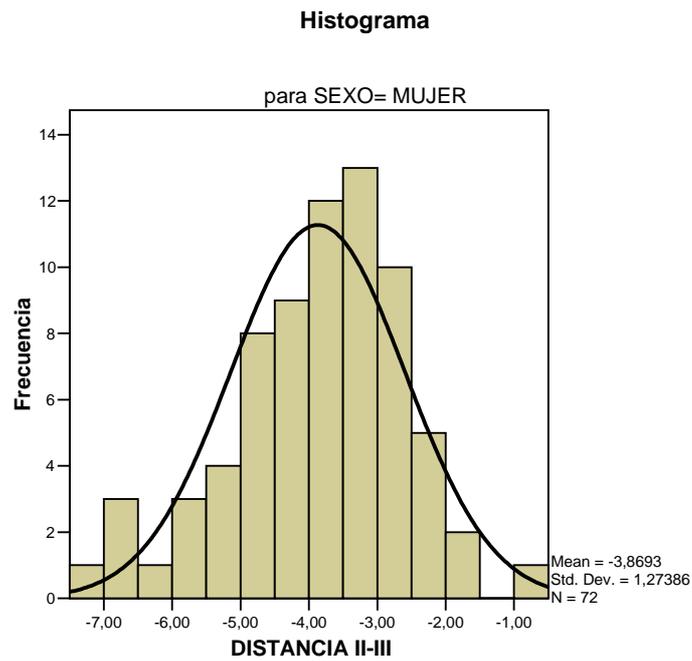
(*) Nótese que los valores negativos de protusión metatarsal indican una menor proyección distal del metatarsiano correspondiente respecto al II radio, empleándose la adaptación del sistema de Hardy y Clapham.
Los intervalos de confianza para la media son del 95%



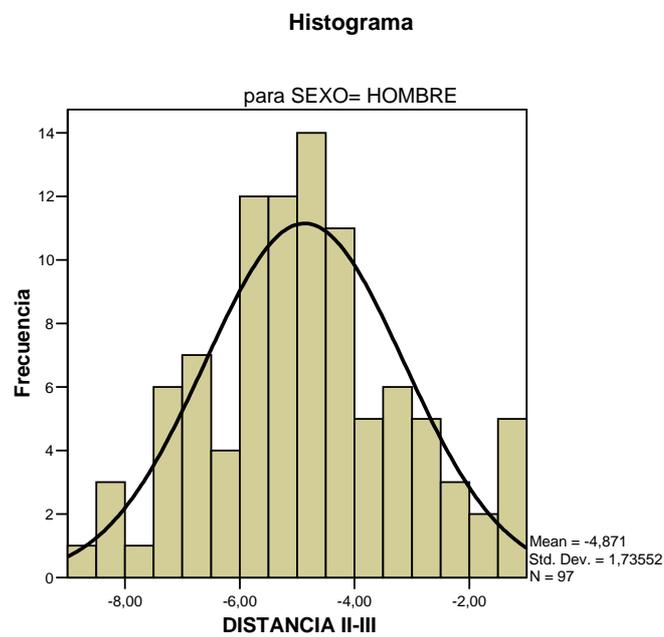
Gráfica 16. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



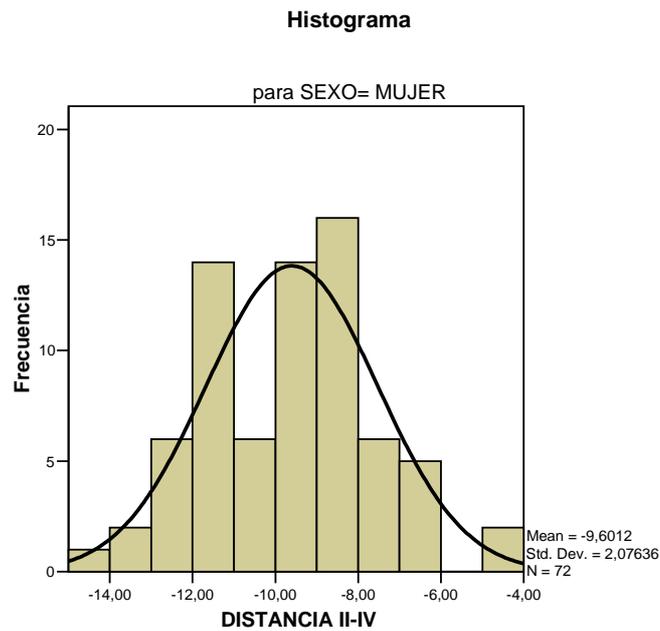
Gráfica 17. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



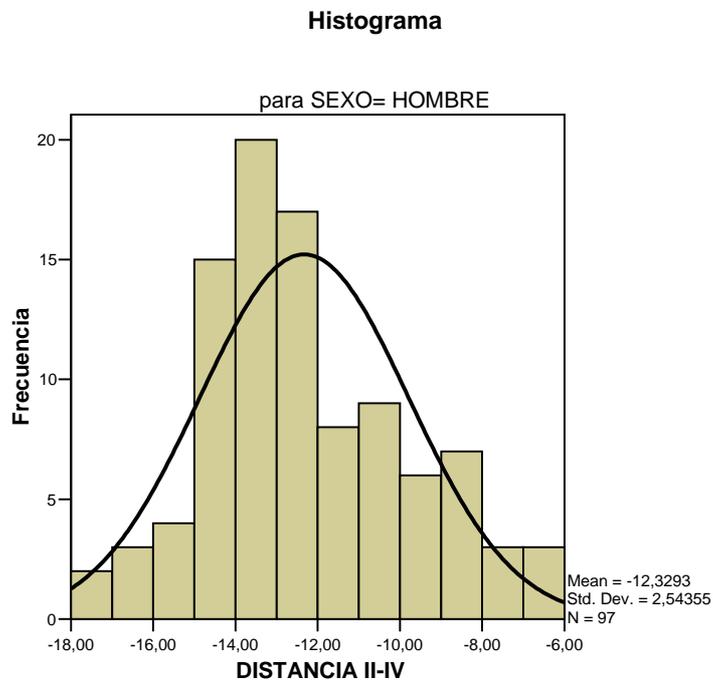
*Gráfica 18. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en mm.
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham*



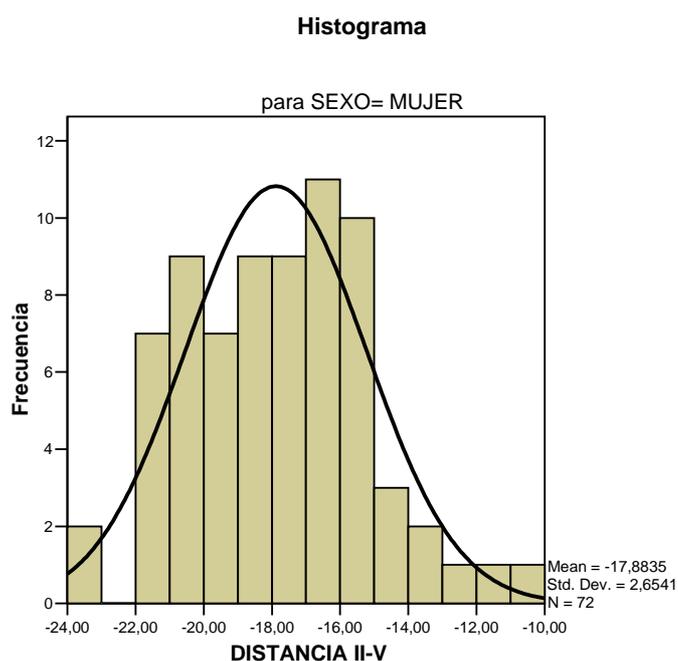
*Gráfica 19. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en mm.
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham*



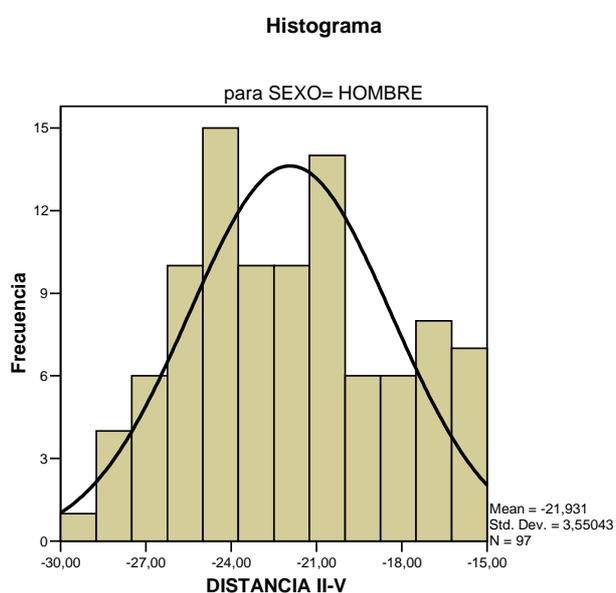
*Gráfica 20. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en mm.
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham*



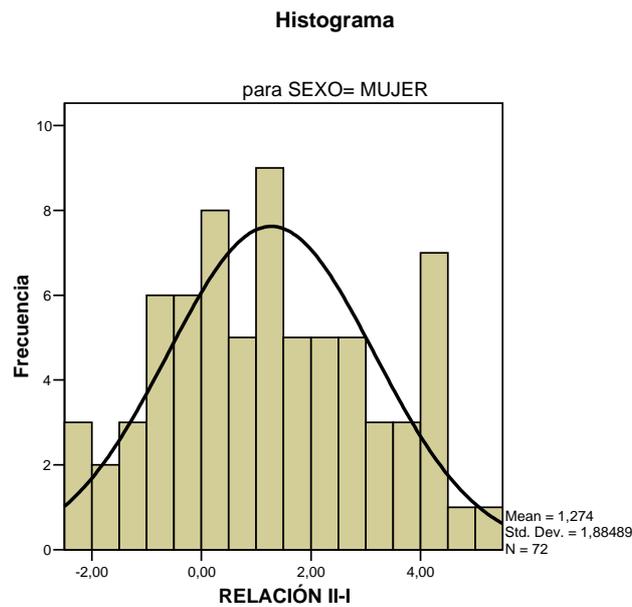
*Gráfica 21. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en mm.
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham*



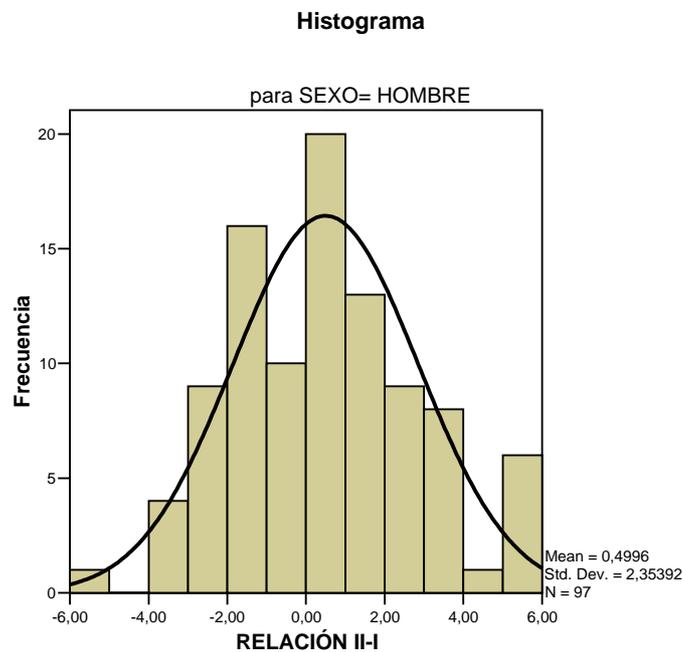
Gráfica 22. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



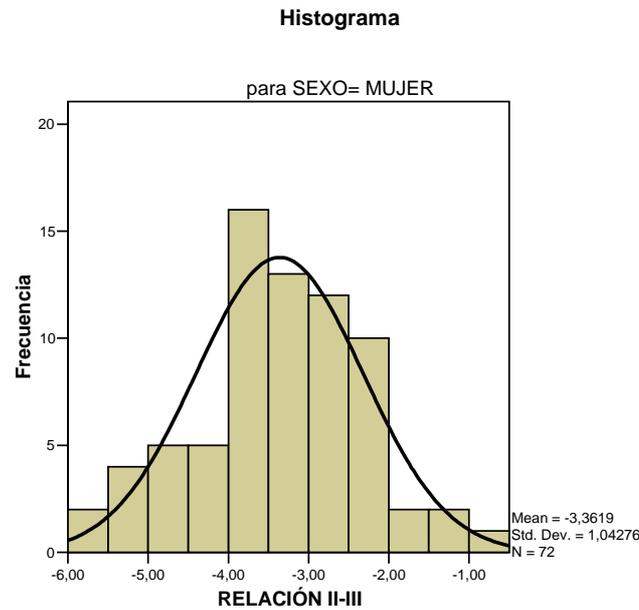
Gráfica 23. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en mm. Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



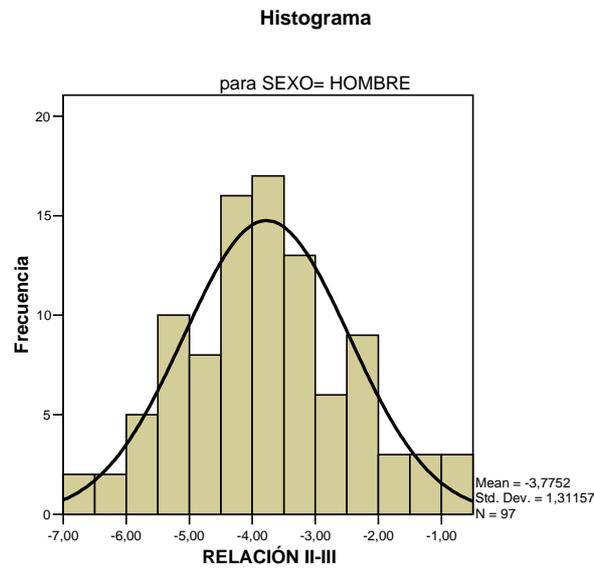
Gráfica 24. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



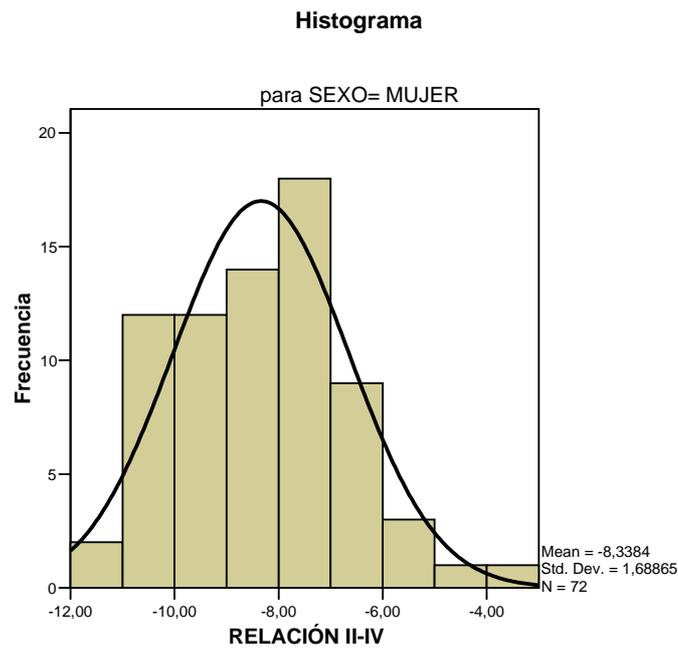
Gráfica 25. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



Gráfica 26. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham

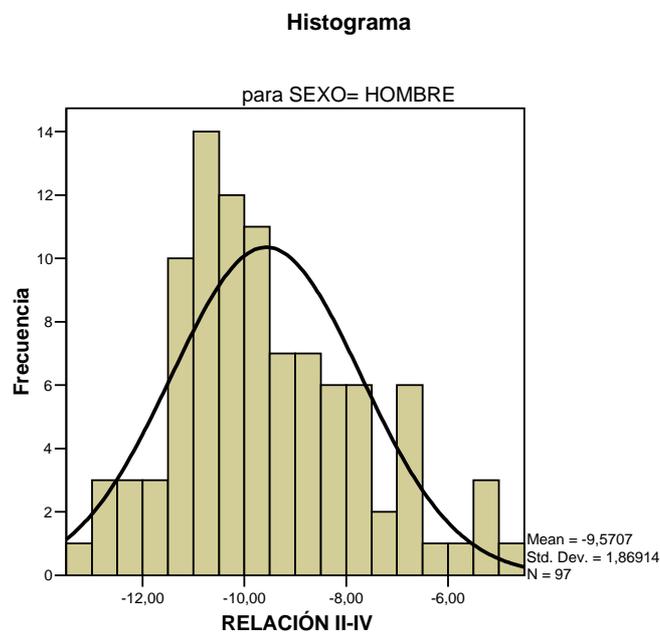


Gráfica 27. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO). Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



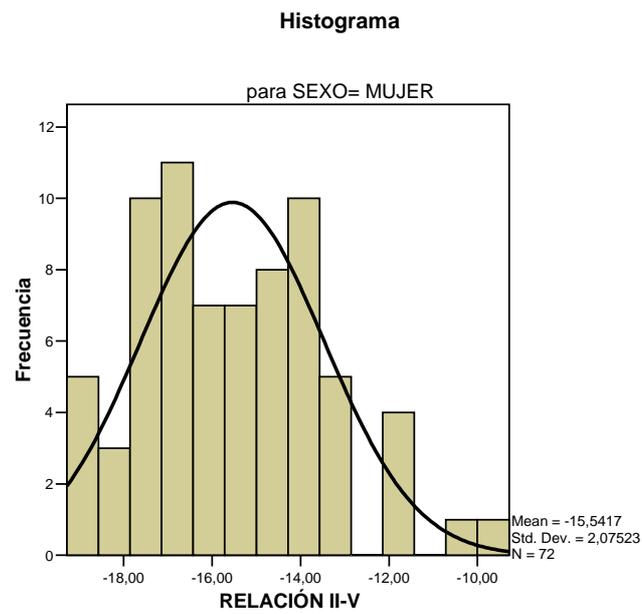
Gráfica 27. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



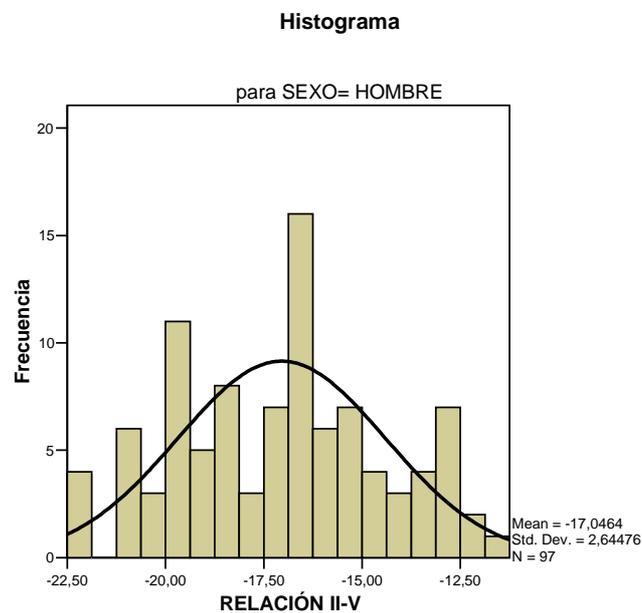
Gráfica 28. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



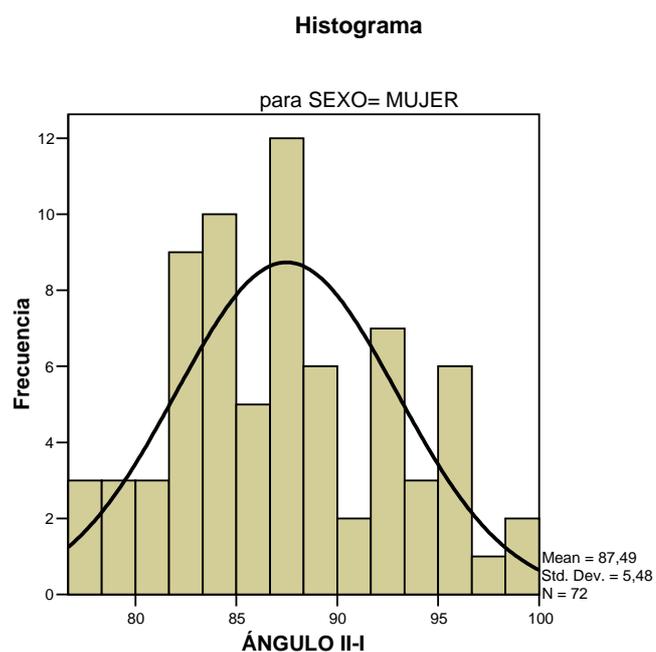
Gráfica 29. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «mujeres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

Adaptación del sistema de Hardy y Clapham

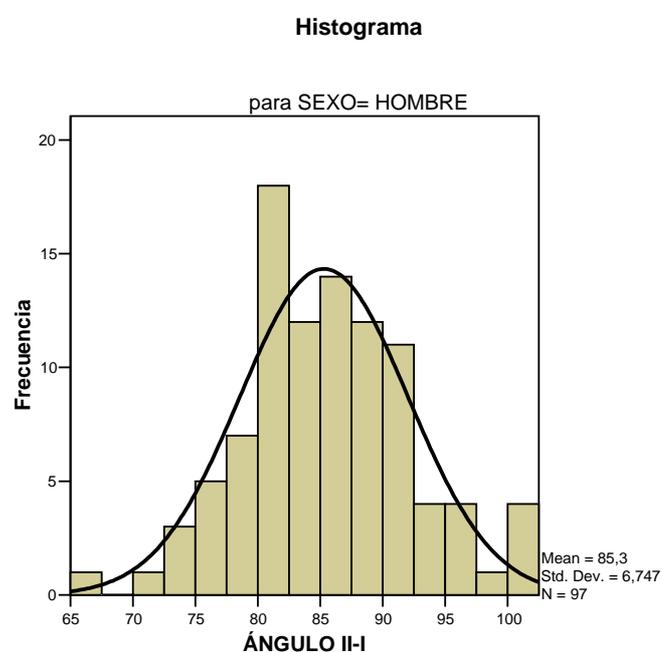


Gráfica 30. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO RESPECTO AL II en el grupo «hombres» expresada en porcentaje (respecto a LONGITUD II RADIO).

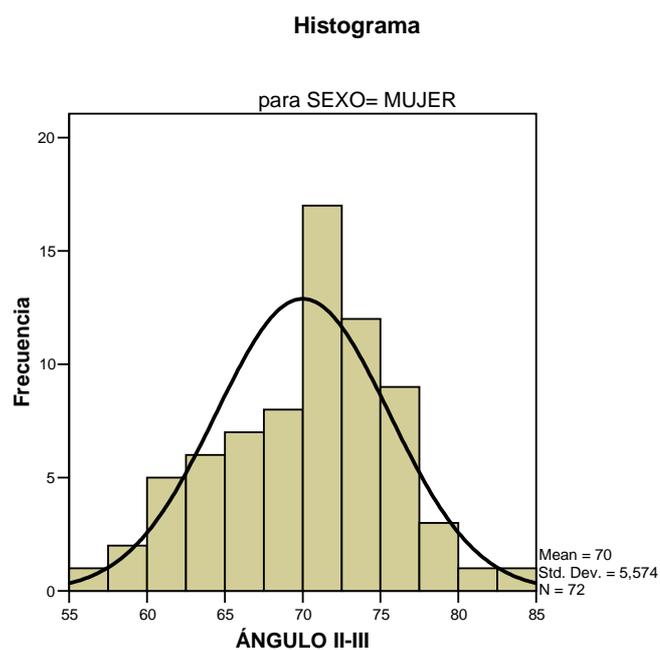
Adaptación del sistema de Hardy y Clapham



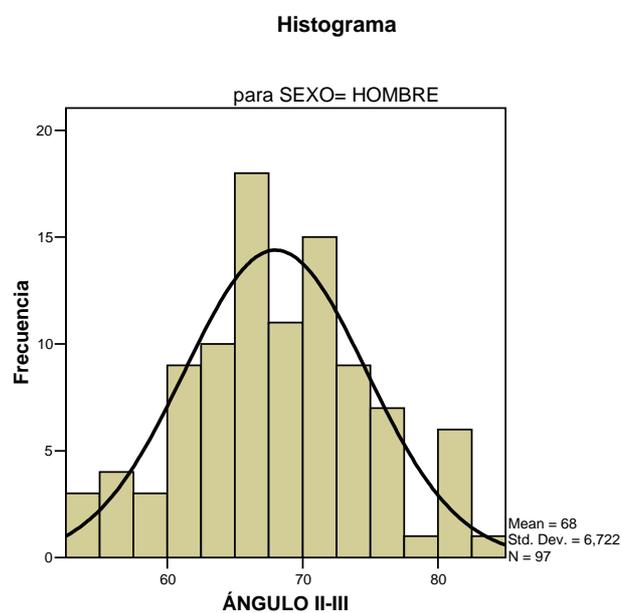
*Gráfica 31. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «mujeres».
Adaptación del sistema de Oller*



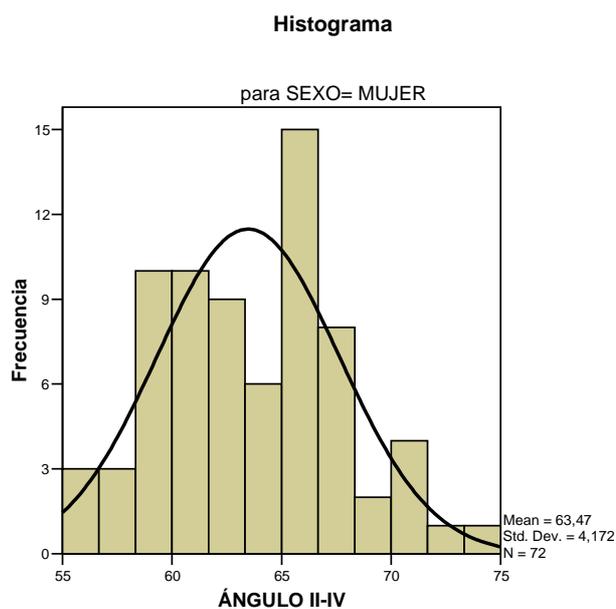
*Gráfica 32. PROTUSIÓN DEL I METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «hombres».
Adaptación del sistema de Oller*



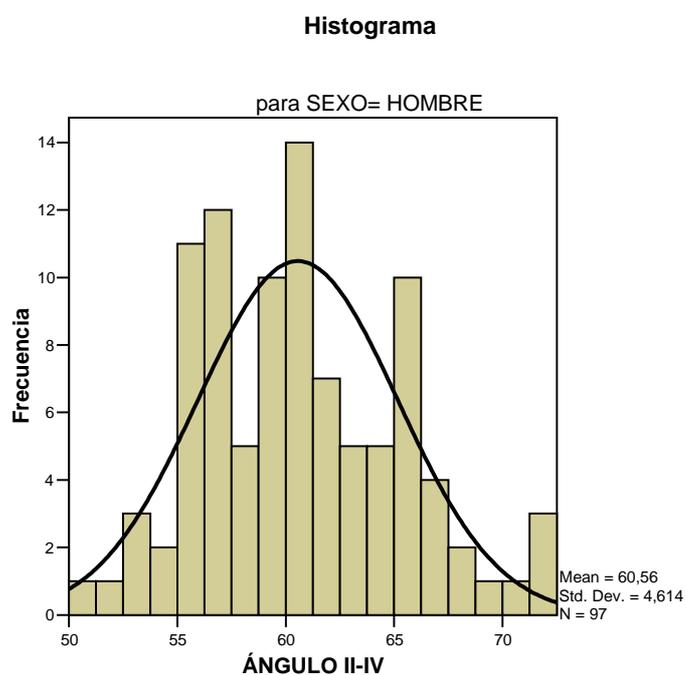
*Gráfica 33. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «mujeres».
Adaptación del sistema de Oller*



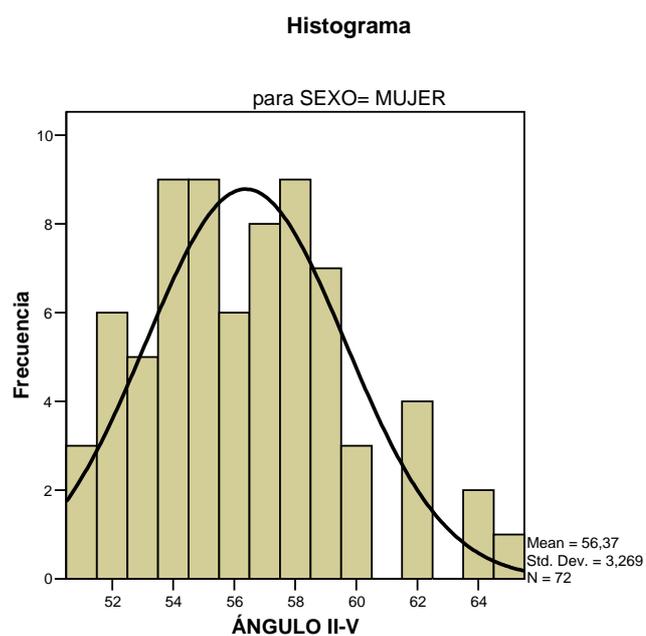
*Gráfica 34. PROTUSIÓN DEL III METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «hombres».
Adaptación del sistema de Oller*



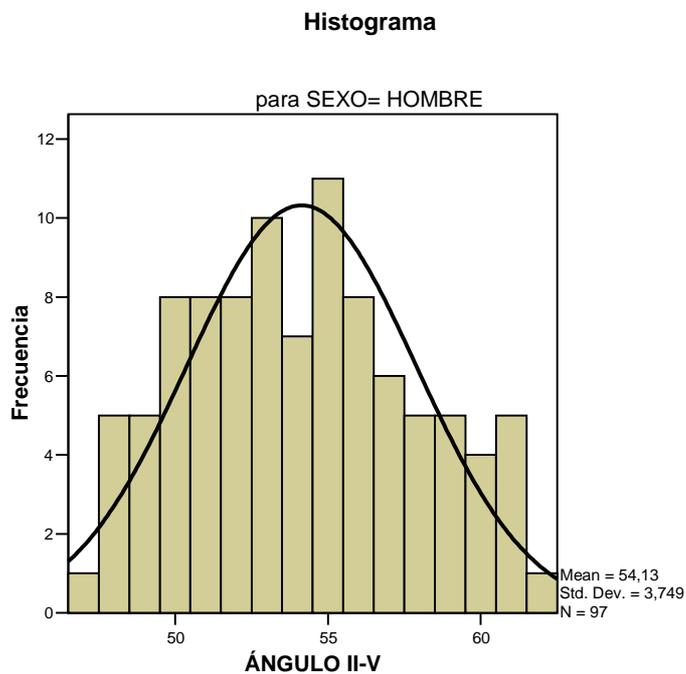
*Gráfica 35. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «mujeres».
Adaptación del sistema de Oller*



*Gráfica 36. PROTUSIÓN DEL IV METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «hombres».
Adaptación del sistema de Oller*



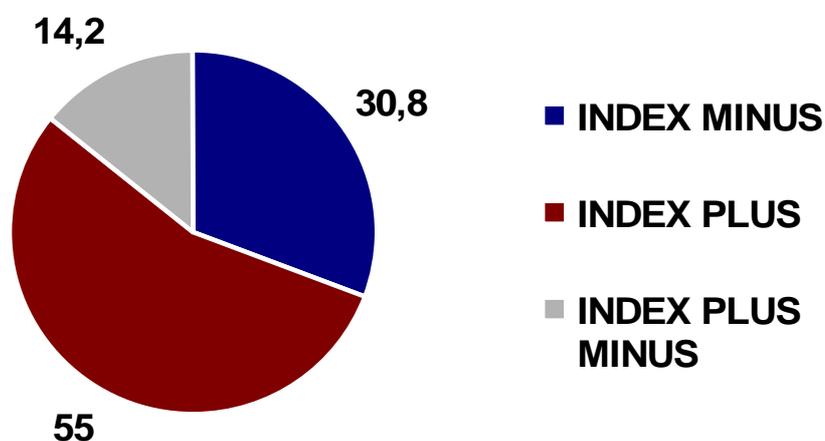
*Gráfica 37. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «mujeres».
Adaptación del sistema de Oller*



*Gráfica 38. PROTUSIÓN DEL V METATARSIANO
RESPECTO AL II en el grupo «hombres».
Adaptación del sistema de Oller*

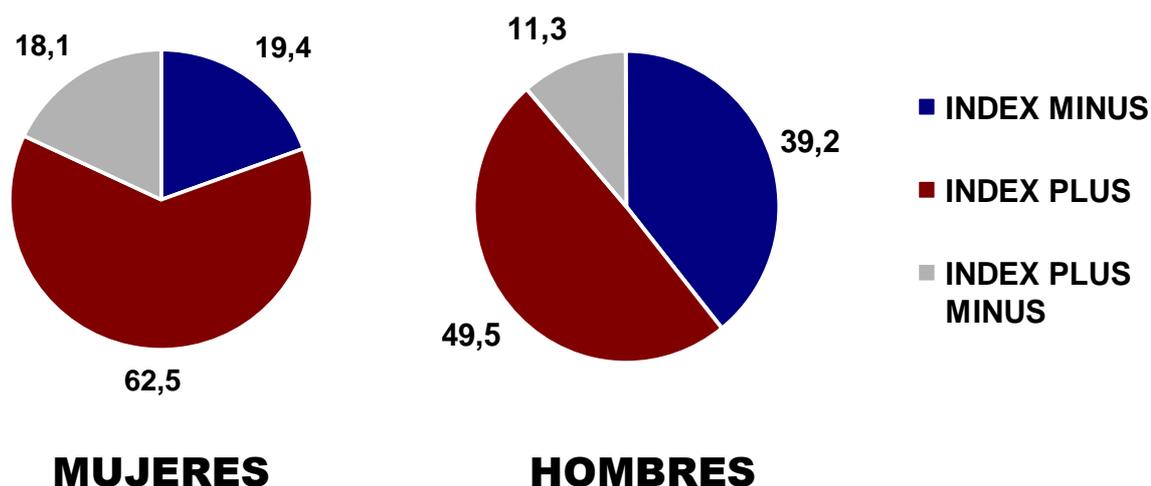
V. IV. FÓRMULA METATARSAL SEGÚN VILADOT

La fórmula metatarsal encontrada en la muestra del presente trabajo en función de la relación entre I y II metatarsianos se presenta en la Gráfica 39.



Gráfica 39. Distribución de la fórmula metatarsal en la muestra expresada en porcentaje

La distribución de la fórmula metatarsal según la variable «Sexo» se muestra en la gráfica 40.



Gráfica 40. Distribución de la fórmula metatarsal en los grupos «mujeres» y «hombres» expresada en porcentaje

V. V. PRUEBA DE FIABILIDAD INTERNA

Los resultados del test de correlación intraclase aplicado sobre las 3 mediciones radiográficas realizadas sobre 8 pies elegidos aleatoriamente de la muestra se presentan en la Tabla 13.

TABLA 13. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE FIABILIDAD INTERNA

MEDICIÓN	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE	INTERVALO CONFIANZA 95%	
		Lím Inf	Lím Sup
ÁNGULO HAV	0,986	0,952	0,997
ÁNGULO INTERMETATARSIANO I-II	0,973	0,908	0,994
ÁNGULO METATARSUS ADDUCTUS	0,927	0,765	0,984
LONGITUD II RADIO	1,000	0,999	1,000
DISTANCIA II-I (MM)	0,983	0,945	0,996
DISTANCIA II-III (MM)	0,976	0,922	0,995
DISTANCIA II-IV (MM)	0,977	0,925	0,995
DISTANCIA II-V (MM)	0,996	0,986	0,999
ÁNGULO II-I (°)	0,997	0,989	0,999
ÁNGULO II-III (°)	0,980	0,936	0,996
ÁNGULO II-IV (°)	0,995	0,983	0,999
ÁNGULO II-V (°)	0,973	0,914	0,994

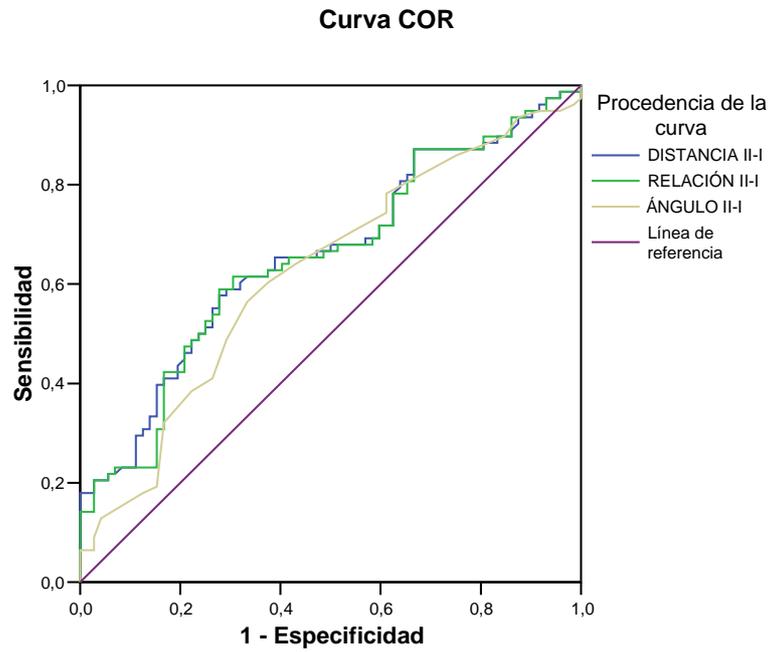
V. VI. SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN DE LA PROTUSIÓN METATARSAL

Se compararon los valores medios de las variables correspondientes a la relación entre II y I metatarsianos («Distancia II-I», «Relación II-I» y «Ángulo II-I») entre el grupo normal y los grupos con patología en I metatarsiano. Todos los contrastes mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) (Tabla 14).

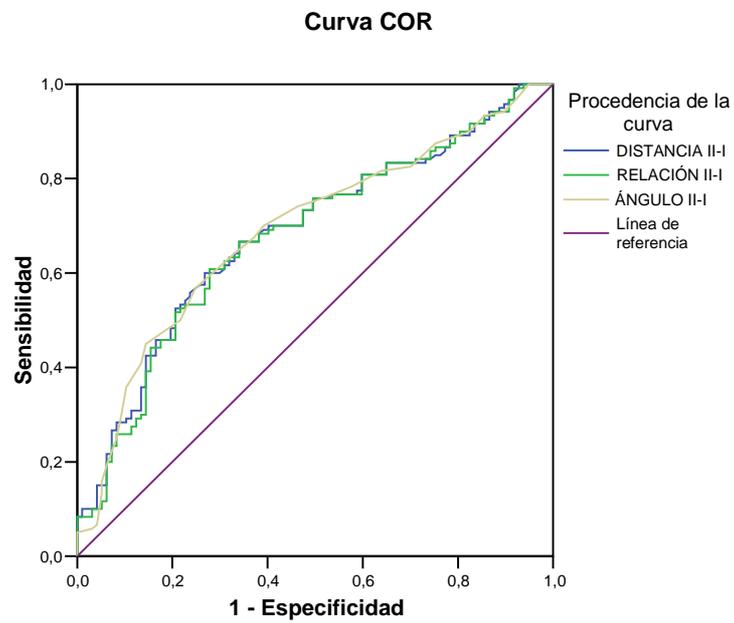
TABLA 14. DIFERENCIAS DE VALORES MEDIOS DE VARIABLES ENTRE EL GRUPO NORMAL Y GRUPOS CON PATOLOGÍAS A NIVEL METATARSAL

	MUJERES		HOMBRES	
	NORMAL (N = 72)	PATOLÓGICO (N = 78)	NORMAL (N = 97)	PATOLÓGICO (N = 120)
DISTANCIA II-I (MM)	1,43 ± 2,17	2,87 ± 2,66	0,58 ± 3,00	2,73 ± 3,27
	p < 0,0005		p < 0,0005	
RELACIÓN II-I (%)	1,27 ± 1,88	2,47 ± 2,27	0,50 ± 2,35	2,12 ± 2,55
	p = 0,001		p < 0,0005	
ÁNGULO II-I (°)	87,49 ± 5,48	89,59 ± 7,33	85,30 ± 6,74	90,15 ± 7,24
	p = 0,05		p < 0,0005	

Los valores de las curvas de características operativas para el receptor (curvas COR) para el estudio de las variables «Distancia II-I», «Relación II-I» y «Ángulo II-I» para los grupos «hombres» y «mujeres» se muestran en las Gráficas 41 y 42 y en las Tablas 15-18.



Gráfica 41. Curva COR en el grupo «mujeres»



Gráfica 42. Curva COR en el grupo «hombres»

**TABLA 15. RESULTADOS CURVAS COR
EN EL GRUPO «MUJERES»**

	ÁREA	SIGNIFICACIÓN	LÍM INF	LÍM SUP
DISTANCIA II-I	0,658	0,001	0,571	0,745
RELACIÓN II-I	0,653	0,001	0,565	0,740
ÁNGULO II-I	0,623	0,009	0,533	0,713

**TABLA 16. RESULTADOS CURVAS COR
EN EL GRUPO «HOMBRES»**

	ÁREA	SIGNIFICACIÓN	LÍM INF	LÍM SUP
DISTANCIA II-I	0,684	<0,0005	0,613	0,754
RELACIÓN II-I	0,678	<0,0005	0,606	0,749
ÁNGULO II-I	0,689	<0,0005	0,618	0,760

**TABLA 17. SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD
DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN EN EL GRUPO «MUJERES»**

DISTANCIA II-I (MM)	VALOR DE CORTE	2	SENSIBILIDAD	0,62
			ESPECIFICIDAD	0,62
RELACIÓN II-I (%)	VALOR DE CORTE	2	SENSIBILIDAD	0,61
			ESPECIFICIDAD	0,65
ÁNGULO II-I (°)	VALOR DE CORTE	88,5	SENSIBILIDAD	0,60
			ESPECIFICIDAD	0,62

**TABLA 18. SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD
DE LOS SISTEMAS DE MEDICIÓN EN EL GRUPO «HOMBRES»**

DISTANCIA II-I (MM)	VALOR DE CORTE	1,60	SENSIBILIDAD	0,66
			ESPECIFICIDAD	0,61
RELACIÓN II-I (%)	VALOR DE CORTE	1,60	SENSIBILIDAD	0,64
			ESPECIFICIDAD	0,66
ÁNGULO II-I (°)	VALOR DE CORTE	87,50	SENSIBILIDAD	0,67
			ESPECIFICIDAD	0,62

VI. DISCUSIÓN

VI. I. PROYECCIÓN RADIOGRÁFICA

La parábola metatarsal ha sido objeto de estudio por diversos autores, describiendo distintos aspectos de la morfología de ésta, tanto en proyecciones dorsoplantares como laterales. La mayoría de los parámetros referentes al estudio de esta región anatómica del pie se valoran en placas dorsoplantares, en carga ^(63, 99, 109, 168) o en descarga ⁽⁶⁴⁾, y en ángulo y base de marcha ^(43, 99, 168, 173) o con ambos pies juntos sobre el chasis ^(41, 88, 168) según autores. En la proyección dorsoplantar podemos valorar la anchura metatarsal ^(113, 114), la relación angular entre los distintos metatarsianos entre sí ^(41, 83, 88-90, 168), la angulación de la paleta metatarsal respecto al tarso ^(41, 83, 88-90, 170) y la protusión metatarsal. En proyecciones laterales los parámetros más relevantes son el ángulo de declinación de los metatarsianos respecto al suelo ⁽⁴¹⁾ y el ángulo intermetatarsal I-II ^(231, 232).

Con el objetivo de minimizar los errores relacionados con las variaciones en la posición de la fuente de rayos X, el pie y la placa, las proyecciones se han realizado siguiendo el protocolo estándar propuesto por Bryant et al ^(63, 95).

La inclinación del tubo de rayos X a 15° con respecto a la vertical ha sido determinada a partir de los grados de declinación de los metatarsianos en el plano sagital ⁽⁶⁷⁾, y se ha establecido como técnica estándar para permitir comparar interpretaciones en radiografías obtenidas en momentos distintos, ya que diferentes inclinaciones del tubo son motivo de variaciones en la imagen del mismo pie ⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾.

La justificación de emplear 15° respecto a la vertical viene determinada por la angulación de la paleta metatarsal respecto al plano de apoyo. En las imágenes radiográficas, la silueta del hueso presenta una magnificación respecto a la pieza real ⁽⁶⁰⁾. La distancia entre el objeto radiografiado y la placa es el factor que influye directamente en la magnificación de la imagen.

Cuando el objeto radiografiado presenta cierto grado de oblicuidad, la imagen radiológica obtenida muestra una magnificación distorsionada, obteniéndose una magnificación distinta en las diferentes partes del mismo

objeto ⁽⁶⁰⁾. Ambos fenómenos, magnificación y distorsión, se producen en las proyecciones dorsoplantares de los metatarsianos, ya que la paleta metatarsal presenta cierta oblicuidad respecto al plano de apoyo, lo cual determinaría una distorsión en la magnificación de la imagen radiológica en el caso de incidencia vertical del rayo respecto a la placa.

El fenómeno de magnificación no puede ser corregido. Por ejemplo, en el caso del I metatarsiano sobre proyecciones dorsoplantares, se muestra un 10,59 % de magnificación del tamaño real de la pieza ósea según Camasta et al ⁽²³⁰⁾. Sin embargo, el fenómeno de distorsión de la imagen radiológica puede corregirse variando la oblicuidad del tubo.

La angulación de 15° respecto al plano de apoyo se justifica para conseguir orientar la dirección de la radiación perpendicularmente sobre la parábola metatarsal, orientada en condiciones normales a 15° respecto al suelo. De esta forma, la incidencia perpendicular del rayo sobre los metatarsianos supondría la correspondiente magnificación sin distorsión de la imagen ⁽⁶⁷⁾.

Heden y Sorto ⁽¹⁷²⁾ mostraron con su estudio de 1981 el efecto de magnificación que sufre el I metatarsiano en proyecciones dorsoplantares realizadas con una inclinación de 15°. Los autores encontraron diferencias de hasta 0,5 mm de diferencia de longitud radiográfica comparando las mediciones de un I metatarsiano inclinado 12° y 23° sobre el plano del suelo.

Gamble ⁽²³³⁾ argumentó que la angulación de la dirección de la radiación empleada debe variar con las diferencias de angulación encontradas en la paleta metatarsal, según incida sobre un pie plano, un pie cavo o pie normal. Este autor estableció que la angulación de la radiación debe ser de 10° en el primer caso, 20° en el segundo, y 15° en los pies normales.

En 1977 McCrea et al ⁽⁶⁷⁾ aconsejaban realizar una proyección lateral previa para determinar la angulación del I metatarsiano. Este valor será empleado para establecer la oblicuidad de la radiación en la proyección dorsoplantar. De esta forma se personaliza la proyección empleada según la

oblicuidad de la paleta metatarsal de cada individuo, obteniéndose resultados más fiables según los autores.

El principal inconveniente que presenta esta técnica radica en que usa como referencia de la oblicuidad de la paleta metatarsal la orientación del I metatarsiano respecto al suelo, sin atender al resto de los metatarsianos. Es sabido que cada metatarsiano presenta una oblicuidad distinta respecto al suelo. Viladot ^(18, 28, 55) establece 18 y 25° para el I metatarsiano, 15° para el II metatarsiano, 10° para el III, 8° para el IV, y 5° para el V metatarsiano.

Por lo tanto, el factor de distorsión, según esta técnica, sólo es corregido respecto al I metatarsiano, usado como referencia, y no interviene en el resto de la paleta metatarsal.

Con el mismo objetivo de corrección de los fenómenos de distorsión de la imagen radiológica, puede emplearse la *Ley de Isometría de Ceiszynski*, citada por Canasta et al ⁽²³⁰⁾. Esta ley argumenta que la dirección del rayo debe angularse exactamente en la mitad del ángulo formado entre el eje longitudinal del hueso y la placa. Según esto, y en el caso de radiografiar los metatarsianos, el observador debe considerar la angulación del tubo en 7,5° mejor que los 15° normalmente empleados, aunque es una técnica no estandarizada y en desuso, contrariamente a los 15° ampliamente referenciados en la literatura ^(42, 63, 92, 95, 109, 155, 221 , 222).

La separación foco-placa pueda ser ajustada a distintas distancias según autores. En este estudio la distancia del tubo a la placa se ha establecido en 1 metro, y centrado a nivel de las articulaciones tarso-metatarsales, de acuerdo con los criterios del Comité de Mediciones y Terminología de la AOFAS ⁽⁶⁴⁾.

Con el objetivo de estandarizar todas las proyecciones, el rayo se centró entre los tubérculos de los escafoides de ambos pies en todos los casos ⁽⁷²⁾, ya que también se ha demostrado previamente que cambios en la dirección del tubo de rayos pueden ser causa de variaciones en las medidas de un mismo pie ^(66, 232).

Los pies de cada sujeto se colocaron juntos sobre el mismo chasis, aunque autores como Gamble y Yale ⁽⁴²⁾, LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾, Hlavac ⁽²²²⁾, Griffiths y Palladino ⁽⁹²⁾, y Gentili ⁽⁸³⁾ sostienen que para obtener una verdadera proyección dorsoplantar del pie el sujeto debe posicionarse en su ángulo y base de marcha normales. Contrariamente a este criterio, Bryant ⁽⁶³⁾ no encontró diferencias estadísticamente significativas en las mediciones radiológicas realizadas con el individuo en estudio con los dos pies rectos y juntos, y con los pies colocados en ángulo y base de la marcha.

Son varios los autores que emplean esta angulación en las proyecciones dorsoplantares en carga ^(42, 43, 63, 65, 68, 71, 72, 92, 95, 109, 153, 155, 221, 222, 232).

Además de éste, otro motivo por el cual se ha decidido realizar las proyecciones a los sujetos de la muestra con los dos pies juntos en la misma placa es evitar una sobreexposición a los rayos X.

Para obtener una radiografía dorsoplantar de los dos pies en su ángulo y base de marcha normales, es necesario efectuar un disparo para cada pie, porque en esta posición no caben los dos juntos en las placas utilizadas en este estudio (24 x 30 cm), con lo que el sujeto se somete a dos exposiciones. Con los dos pies juntos, sólo es necesario hacer un disparo. Teniendo en cuenta que los individuos se someten voluntariamente a realizarse una radiografía (sea o no necesaria para el diagnóstico de su alteración, en caso de ser pacientes), y en aras de respetar el principio ético de no maleficencia ^(202, 203), se ha optado por la posición de los dos pies juntos en la misma placa.

Respecto a las diferencias que pudieran obtenerse en las mediciones radiográficas realizadas sobre el mismo sujeto variando la posición del calcáneo en apoyo, Hlavac ⁽²²²⁾ valoró radiografías realizadas en tres condiciones diferentes respecto a la articulación subastragalina: en posición neutra, en pronación y en supinación. Comparó las diferencias obtenidas respecto a distintas mediciones radiográficas en proyecciones laterales y dorsoplantares (entre las cuales se incluyen la longitud de los metatarsianos), no encontrando diferencias significativas entre las tres condiciones.

Para evitar los errores debidos a variaciones del pie en el mismo sujeto, todas las radiografías se obtuvieron con el individuo en carga. En la literatura referente a la radiología del pie se ha discutido la importancia de obtener las radiografías del pie con el individuo en carga ^(42, 71, 130), atribuyendo a esta posición cierta similitud con la fase media del apoyo de la marcha. Las radiografías tomadas con el pie en carga reflejan una posición bloqueada y estática de éste, una situación simultáneamente cinética y funcional, que proporciona una idea del complejo esquelético y tisular del pie bajo estrés ⁽⁴⁵⁾.

Perlman et al ⁽²³⁴⁾ comprobaron que las radiografías laterales en carga obtenidas en su estudio mostraban características clínicamente similares a los hallazgos observados durante la marcha capturando el pie en la fase media del apoyo con un fluroscopio. Otra de las ventajas de las radiografías realizadas en carga, según Renton ⁽⁴⁵⁾, es que permite una mejor comparación entre pacientes y una mayor estandarización en el proceso, lo cual es un dato interesante para la realización de este estudio.

Son varios los autores que defienden que es necesario seguir un protocolo estándar para la realización de radiografías del pie ^(45, 63, 65-67, 95, 222, 228-230). Saltzman et al ⁽⁶⁴⁾ en 1994 fueron los primeros autores en confirmar la fiabilidad de las mediciones realizadas en radiografías siguiendo un protocolo estandarizado en su estudio sobre 50 radiografías examinadas por 6 observadores, midiendo 13 referencias sobre cada pie.

Las variaciones de las mediciones radiográficas debidas a las condiciones físicas del sujeto durante el momento de realización de la radiografía fueron estudiadas por Venning y Hardy ⁽²²⁸⁾, quienes clasificaron los errores relativos a medidas radiográficas en tres categorías:

- Tipo I: Errores cometidos al marcar y medir los parámetros correspondientes.
- Tipo II: Errores propiciados por las variaciones en las relaciones mutuas entre la fuente de rayos X, el objeto y la placa.
- Tipo III: Errores provenientes de variaciones del pie en el mismo sujeto, que a su vez se dividen en variaciones debidas a cambios en las fuerzas que actúan sobre el pie (como por ejemplo la distribución de la carga), y

variaciones en la condición física del sujeto (estados de fatiga física, períodos de descanso, etc).

Estos autores no encontraron significativos los errores del primer y segundo tipo cuando se emplean técnicas estándar, sin embargo sí que pueden encontrarse diferencias significativas en las mediciones radiográficas realizadas bajo condiciones físicas variables.

En cuanto a la condición física del sujeto, los autores demostraron que no había diferencias significativas entre las radiografías tomadas en el mismo individuo tras una jornada de actividad laboral normal, y las tomadas tras una hora de descanso completo con el individuo tumbado, ni entre las tomadas en la primera situación y las obtenidas tras dos sets de un partido de squash. Sin embargo, sí resultaron diferentes las medidas de las radiografías tras una hora de descanso y las de las radiografías tras la actividad deportiva.

En el caso del presente estudio, se podría afirmar que ninguno de los sujetos de la muestra estuvo en situaciones similares a la primera y la última del estudio de Venning y Hardy. Las radiografías fueron realizadas durante una jornada de actividad normal, nunca tras una actividad deportiva intensa ni inmediatamente después de descansar acostado durante una hora.

Todas las medidas fueron efectuadas por el mismo observador con el fin de reducir el error por la variabilidad de las mediciones. Un estudio realizado por Kilmartin et al ⁽²³⁵⁾ indicó que las mediciones llevadas a cabo en el primer segmento metatarso-digital por un único observador son repetibles con menos variabilidad que las efectuadas por observadores diferentes. Aunque fueron Saltzman et al ⁽⁶⁴⁾ en 1994 quienes establecieron la fiabilidad de las mediciones radiográficas realizadas sobre el pie en proyecciones realizadas bajo un protocolo estandarizado.

Bryant et al ^(63, 95, 231) también comprobaron la fiabilidad de las mediciones intraobservador e interobservador en proyecciones dorsoplantares y laterales. Establecieron que, empleando un protocolo estandarizado de proyección radiológica, los resultados de las mediciones realizadas por un

mismo observador o por varios observadores no muestran diferencias significativas.

Aunque las dos proyecciones de uso más frecuente en la valoración radiológica del pie son la radiografía dorsoplantar y la lateral, en este estudio se han realizado únicamente radiografías dorsoplantares, ya que es en esta proyección donde se valora y cuantifica la protusión metatarsal según los sistemas propuestos.

Es cierto que podrían emplearse proyecciones laterales para excluir individuos afectados de hallux limitus y hallux abductus valgus, sin embargo esta proyección no se ha tenido en cuenta por no haberse demostrado científicamente que estas patologías cursen con hallazgos radiológicos significativos en la misma.

Esta decisión está avalada por diferentes trabajos que se encuentran publicados referentes a la valoración radiológica del hallux abductus valgus y del hallux limitus. Así, en 1987 Meyer et al ⁽²³⁶⁾ demostraron que el I metatarsiano presentaba una elevación similar con respecto al II en las radiografías laterales de un grupo de pies con hallux rigidus, otro grupo de pies con hallux abductus valgus y un grupo control. Concluyeron que la presencia de ninguna de estas dos deformidades afectaba al grado de elevación del I metatarsiano con respecto al II, ya que éste se localiza comúnmente en un plano ligeramente más dorsal que el plano del resto de los metatarsianos, lo que no implica que exista una condición patológica.

En 1999 Horton et al ⁽²³⁷⁾, sobre una muestra de radiografías laterales en carga de 100 pies con hallux rigidus, 100 pies normales, y 64 pies con neuroma de Morton, midieron la elevación en milímetros de la cabeza del I metatarsiano con respecto a la del II, la declinación del I metatarsiano con relación al suelo, y la diferencia angular entre las diáfisis del I y II metatarsianos. Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ninguno de los tres grupos en ninguna de las mediciones.

En 2000 Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ compararon en radiografías laterales en carga de pies normales, pies con hallux abductus valgus y pies con hallux limitus

las siguientes medidas: ángulo de inclinación del calcáneo, ángulo de declinación del astrágalo, ángulo astrágalo-calcáneo, ángulo de declinación del I metatarsiano, ángulo de declinación del V metatarsiano y la altura en milímetros del escafoides con respecto al suelo. Los resultados mostraron que no había diferencias estadísticamente significativas en ninguna de estas mediciones entre los tres grupos. Sólo encontraron diferencias significativas en las mediciones realizadas sobre la proyección dorsoplantar.

Respecto a la proyección axial de las cabezas metatarsales, indicada para la valoración de alteraciones craneo-caudales de las mismas, se ha desestimado emplear esta proyección debido a la escasa fiabilidad que presenta el procedimiento. La técnica descrita para obtener tal proyección condiciona un apoyo inestable del paciente sobre una estructura de madera que eleva el talón y extiende los dedos para permitir una incidencia limpia de la radiación sobre las cabezas metatarsales (42, 74, 75, 77, 78). El resultado de la imagen radiológica puede verse afectada debido a leves movimientos de pronosupinación de las articulaciones del pie en el intento de mantener la postura. Este argumento es referenciado por Dreeben et al (73), desestimando la fiabilidad en la valoración cuantitativa del nivel de las cabezas metatarsales con el empleo de esta técnica.

Este autor propone un sistema de proyección tangencial a las cabezas metatarsales con las superficies plantares de ambos pies apoyados sobre una plataforma de metacrilato, a través de la cual incide la radiación. El inconveniente de esta técnica radica en que, por un lado necesita de esta estructura especial para realizar la proyección, y por otro que obtiene una imagen magnificada, no real, de la proyección de las cabezas metatarsales sobre la placa.

La magnificación de la imagen es proporcional a la distancia entre cada cabeza metatarsal y la placa. Resulta que, cada metatarsiano, muestra una distancia distinta a la placa debido a las diferencias de longitud entre ellos, por lo que se obtienen distintos valores de magnificación de cada metatarsiano en la imagen radiológica. Para conseguir corregir esta situación es necesaria una placa dorsoplantar para cuantificar las diferencias de protusión

metatarsal y aplicar el factor de corrección para cada uno de los metatarsianos.

En cualquier caso, la realización de este procedimiento resulta muy compleja y necesita, además, de una infraestructura no disponible, y las técnicas anteriores no son fiables, evidenciándose únicamente de forma fiable cabezas metatarsales muy plantarflexionadas, información que puede obtenerse mediante inspección y palpación de la zona, sin necesidad de realizar radiografía.

En este estudio se ha procurado reducir la exposición de los sujetos de la muestra a la radiación; de haber decidido emplear también radiografías laterales y axiales de cabezas metatarsales, hubieran sido necesarias cinco exposiciones: una para obtener la radiografía dorsoplantar de ambos pies, otras dos para la radiografía lateral de cada pie, y otras dos para obtener la proyección axial de las cabezas metatarsales de cada pie. De esta forma se vuelve a tener en cuenta el principio ético de no maleficencia ^(202, 203).

VI. II. RESULTADOS

La mayoría de estudios acerca de la protusión metatarsal no hacen referencia a posibles diferencias en la población según el sexo, y se han realizado sobre la relación entre I y II metatarsianos, normalmente con la intención de asociar patologías del pie con diferencias importantes de longitud del I metatarsiano respecto al II, ya sea por excesiva longitud o acortamiento de éste.

Nilsonne ⁽¹⁶⁵⁾ empleó en 1930 el sistema de medición de protusión descrito por Morton ⁽¹⁶⁴⁾ en el mismo año en su estudio sobre el hallux abductus valgus.

Sobre una muestra de 121 casos de hallux abductus valgus, Nilsonne encontró que un 5,8% de la población manifestaba un I metatarsiano más corto que el II (*Index Minus*), otro 5,8% presentaba ambos metatarsianos con la misma protusión (*Index Equal*), y un 88,4% mostró un I metatarsiano más

protuyente (*Index Plus*). En comparación con el grupo control, formado por 497 pies no afectados de hallux abductus valgus, el 52,2% de la población presentaba *Index Minus*, el 13,4% *Index Equal*, y el 34,4% *Index Plus*.

Aunque Nilsonne no señaló valores de normalidad en la protusión I-II metatarsianos, ni estudió la muestra en función del sexo; con los resultados obtenidos en su estudio, concluyó que en el pie normal aparece con más frecuencia un I metatarsiano más corto que el II, y en pies con hallux abductus valgus es más frecuente un I metatarsiano más protuyente.

El primer sistema de valoración de la protusión metatarsal aplicado en el presente estudio sobre la totalidad de la muestra (descrito en *IV.VII.2. Sistemas de medición de la protusión Metatarsal*), adaptación del método de Hardy y Clapham, mostró valores de normalidad de protusión entre el I y el II metatarsiano contradictorios a los obtenidos por Nilsonne. En el presente estudio, se ha determinado un valor medio de normalidad en la muestra para la relación entre el I y II el metatarsiano de $0,94 \text{ mm} \pm 2,71$, mostrando un I metatarsiano más largo que el II. Expresado en porcentaje, el I metatarsiano presentó una protusión de un $0,83\% \pm 2,19$ mayor que el II.

En este sentido, la diferencia metodológica del sistema de medición empleado en este estudio respecto al de Nilsonne podría justificar las diferencias de valores, tal y como expusieron Mancuso et al ⁽²³⁸⁾.

Nilsonne describió en el grupo control una mayor frecuencia de la fórmula metatarsal *Index Minus*, sensiblemente superior a las fórmulas metatarsales *Index Plus* e *Index Equal* (equivalente a *Index Plus Minus*), esta última con menor prevalencia. Estos resultados se muestran contrarios a los resultados obtenidos en el presente estudio sobre la totalidad de la muestra, en la cual predominó la fórmula *Index Plus* (55%) sobre las otras dos, *Index Minus* (30,8%) e *Index Plus Minus* (14,2%), entre las cuales no se apreció diferencia aparentemente significativa.

Los resultados del presente estudio, respecto a los valores medios de protusión metatarsal en relación al I y al II metatarsianos, también se

encuentran en oposición a los resultados mostrados por autores como Heden y Sorto ⁽¹⁷²⁾, Duke et al ⁽¹⁰⁴⁾, Viladot ^(18, 28, 55) y Bryant et al ⁽⁹⁵⁾.

Heden y Sorto ⁽¹⁷²⁾ publicaron en 1981, en su estudio descriptivo sobre la deformidad de hallux abductus valgus, la relación existente entre la protusión del I metatarsiano sobre el II, y la aparición de esta patología. Encontraron en el grupo control (N = 100) un valor medio de $-1,77 \text{ mm} \pm 3,60$ de protusión del I metatarsiano (presentando menor longitud que el II), frente a los $+1,03 \text{ mm} \pm 3,64$ en el grupo patológico (mayor longitud del I metatarsiano sobre el II). Con estos datos, reflejaron que en condiciones de normalidad aparece un I metatarsiano más corto que el II, y que en caso contrario puede determinarse la aparición de hallux abductus valgus.

Igualmente, Duke et al ⁽¹⁰⁴⁾, un año más tarde, encontraron una correlación directa entre la protusión del I metatarsiano respecto al II, el valor del ángulo hallux abductus valgus, y el valor del ángulo metatarsus adductus en su estudio sobre 93 pies presentando hallux abductus valgus.

Es evidente que el incremento en el valor del ángulo hallux valgus se relaciona con la patología, pues éste es una consecuencia derivada a partir de la instauración de la deformidad, y se emplea para determinar la presencia de la desviación. Por otro lado, la relación existente entre el incremento de los valores normales en el ángulo metatarsus adductus y la coexistencia de hallux abductus valgus se encuentra ampliamente referenciada en la literatura. Diversos estudios científicos han constatado la relación directa entre estos factores y la existencia de la deformidad.

Duke et al ⁽¹⁰⁴⁾ demostraron con su estudio que el incremento en longitud del I metatarsiano se relacionaba con la presencia de la deformidad de hallux abductus valgus (valor medio encontrado: $+1,1 \text{ mm}$) a través de la coexistencia de valores por encima de la normalidad en los ángulos hallux valgus y metatarsus adductus. Por este motivo, los autores estimaron que en condiciones de normalidad la protusión del I metatarsiano debe ser inferior a la del II.

La determinación de un valor medio de protusión del I metatarsiano mayor a la del II en pies sanos, como muestra el presente estudio, es contraria con las conclusiones publicadas por Viladot (18, 28, 55) en sus estudios sobre la fórmula metatarsal.

Este autor, en colaboración con Sant y Mestres, encontró en su estudio sobre 1.000 pies, sin identificar si se trataba de una población sana, una mayor incidencia de I metatarsiano más corto (Index Minus = 56%), seguida del equilibrio en longitud entre ambos metatarsianos (Index Plus Minus = 28%), y una menor incidencia en la presencia de un I metatarsiano más largo que el II (Index Plus = 16%).

Viladot determinó una mayor incidencia de patología en la fórmula metatarsal Index Plus (25% de hallux abductus valgus y 38,8% de hallux rigidus), en comparación con las fórmulas metatarsales Index Plus (30,9% de hallux abductus valgus y 21,9% de hallux rigidus) e Index Plus Minus (19,5 % de hallux abductus valgus y 25,6% de hallux rigidus). Sin embargo concluyó con la afirmación de que *«el pie ideal sería aquel en el que exista un I metatarsiano más largo o igual al II junto con el dedo gordo tipo griego»* (es decir, primer dedo más corto que el segundo).

La diferencia entre los resultados respecto a la fórmula metatarsal publicados por Viladot y los del presente estudio puedan deberse a que en el primer caso no se empleara una población sana, ya que Viladot estudió la incidencia de patología, no pudiendo determinarse por lo tanto que la fórmula metatarsal hallada por este autor como más frecuente sea la correspondiente a la parábola metatarsal fisiológica.

Igualmente, el diseño de fórmula metatarsal descrita por Camasta et al en 1991⁽²³⁰⁾ mostró diferencias con la presentada en el presente estudio. Estos autores realizaron el análisis radiográfico de la longitud de los cuatro primeros metatarsianos en proyecciones dorsoplantares de 100 especímenes cadavéricos, sin cuantificar la protusión metatarsal. Encontraron como diseño de fórmula metatarsal el siguiente: II > III > IV > I, con una menor longitud del I metatarsiano. En el presente estudio, la fórmula metatarsal hallada fue: I > II > III > IV > V.

Las diferencias encontradas entre el estudio de Camasta et al y el presente pueden deberse a la diferencia en la variable de estudio. Mientras en este estudio se cuantificó la protusión metatarsal, Camasta et al valoraron la longitud de cada metatarsiano, parámetro completamente distinto. Como referencian los textos de anatomía ^(1, 4), es cierto que el I metatarsiano es el más corto de los cinco, sin embargo esto no impide que pueda llegar a ser el más protuyente de todos, pues factores como la longitud del resto los huesos proximales al I metatarsiano pueden determinar una mayor protusión de éste sobre el resto.

Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ emplearon en 2000 el sistema de valoración descrito por LaPorta en 1974 en su estudio comparativo entre pacientes con hallux abductus valgus (N = 30), hallux limitus (N = 30) y un grupo control (N = 30). Los autores encontraron en el grupo control un I metatarsiano más corto que el II, con un valor medio de protusión de $-1,13 \text{ mm} \pm 2,7$, frente a una mayor protusión del I metatarsiano en los grupos hallux abductus valgus ($2 \text{ mm} \pm 3,4$) y hallux limitus ($0,3 \text{ mm} \pm 2,8$).

Referente al segundo sistema de valoración empleado en este estudio, adaptación del método de Oller (descrito en *IV.VII.2. Sistema de medición de la protusión Metatarsal*), los resultados obtenidos mostraron diferencias con los publicados por dicho autor en 1994 ⁽¹⁷⁵⁾. Oller estableció 68° como valor normal del ángulo II-V en un estudio sobre 1.255 pacientes sin diferenciar sexo, en comparación con los $55,09^\circ \pm 3,71$ obtenidos en la totalidad de la muestra del presente estudio.

Contrariamente a los estudios expuestos anteriormente, existen varios autores cuyos resultados de protusión metatarsal entre I y II metatarsianos se muestran en concordancia con los de este estudio.

En los datos publicados en 1947 y 1949 por Harris y Beath ^(166, 167) obtenidos por medio de un sistema de valoración de la protusión metatarsal desarrollado por ellos mismos, y aplicados sobre 3.619 hombres del ejército canadiense; los autores encontraron 2.878 casos de protusión del II metatarsiano mayor o igual a 1 mm (38% Index Plus), 2.693 casos de

protusión del I metatarsiano mayor o igual a 1 mm (40% Index Minus) y, en 1.596, pies ambos metatarsianos eran iguales o mostraban diferencias inferiores a 1 mm (20% Index Plus Minus). Con estos datos y, observando que aparecían mayores frecuencias para valores concretos de protusión metatarsal menores a 1 mm, los autores concluyeron determinando como patrón de normalidad diferencias de protusión metatarsal en ambos sentidos inferiores a 1 mm, muy próximos al valor de $0,94 \text{ mm} \pm 2,71$ de mayor protusión del I metatarsiano encontrado en la muestra del presente estudio.

Los resultados de Harris y Beath respecto a la fórmula metatarsal más predominante se muestran en sintonía con los hallados por Nilsonne, aunque con valores diferentes a los hallados en este estudio. Estos autores encontraron un predominio de la fórmula Index Minus, pero con un porcentaje muy próximo a la expresión Index Plus. La fórmula de menor incidencia volvió a ser Index Plus Minus.

Estos datos se mostraron diferentes a los obtenidos en el presente estudio, en el cual predominó la fórmula Index Plus sobre las otras dos (Index Minus e Index Plus Minus).

En 1951, Hardy y Clapham ⁽¹⁶⁸⁾ publicaron un estudio sobre los factores influyentes en el desarrollo de hallux abductus valgus, incluyéndose ente ellos la protusión metatarsal. Los autores encontraron un valor medio de protusión del I metatarsiano de 4 milímetros en un grupo de 89 casos de hallux abductus valgus, frente a los 2 milímetros observados en el grupo control (N = 84). Concluyeron, por lo tanto, que valores excesivamente altos de protusión del I metatarsiano respecto al II se encuentran relacionados con la presencia de hallux abductus valgus, y determinaron como normal valores de protusión metatarsal de 2 mm, presentando una mayor longitud del I metatarsiano.

En 1974, LaPorta et al ⁽¹⁷¹⁾ propusieron un sistema de valoración de la protusión I-II metatarsianos y establecieron como valores de normalidad ± 2 mm, ya sea presentando un I metatarsiano más largo o más corto que el II, pero con una diferencia menor a 2 milímetros.

Los valores normales de protusión I-II metatarsianos establecidos por LaPorta en 1974 son ampliamente aceptados y referenciados en la bibliografía, encontrándose recogidos en los trabajos publicados por Kaschak y Laine ⁽¹⁷³⁾ en 1988, Weissman ⁽⁹⁹⁾ en 1989, Johnson ⁽⁴³⁾ en 1990, Palladino ⁽⁹³⁾ en 1991, Schuberth ⁽⁹⁰⁾ en 1992, LaPorta et al ⁽¹⁰⁹⁾ en 1994 y Bryant et al ⁽⁹⁵⁾ en 2000.

Saragas y Becker ⁽¹⁵⁵⁾ emplearon en 1995 en su estudio sobre análisis de parámetros radiográficos en pies con hallux abductus valgus el sistema de medición de la protusión I-II metatarsianos descrito por Stocks et al ⁽¹⁷⁴⁾ en 1979. Los autores encontraron una relación del I metatarsiano respecto al II de $0,82 \pm 0,03$ en el grupo control (N = 66), determinando valores de ligero incremento de protusión del I metatarsiano como criterio de normalidad, al igual que ocurre en el presente trabajo.

El único estudio de protusión metatarsal publicado referente al IV metatarsiano fue el elaborado por el autor de este trabajo en 2004 ⁽¹⁶³⁾. En este trabajo se adaptaron los dos mismos sistemas empleados en el presente estudio (sistema de Hardy y Clapham y sistema de Oller) para la valoración de la protusión del IV metatarsiano en su estudio sobre la braquimetatarsia de este metatarsiano comparándolo con el II. Se compararon además las mediciones de ambos sistemas según la variable «Sexo». Estos sistemas son exactamente los mismos a los empleados en el presente estudio, sólo que aplicándolos únicamente sobre el IV metatarsiano.

Respecto a la adaptación del sistema de Hardy y Clapham, se establecieron como valores de normalidad en el hombre (N = 21 pies) – $13,74 \text{ mm} \pm 2,35$, y en la mujer (N = 128 pies) – $10,24 \text{ mm} \pm 3,18$. En el grupo afectado de acortamiento excesivo del IV metatarsiano los valores medios fueron de – $25,40 \text{ mm} \pm 1,78$ en el hombre (N = 5 pies), y – $22,88 \text{ mm} \pm 5,43$ en la mujer (N = 17 pies).

Los resultados de la comparación entre los valores de protusión del IV metatarsiano respecto al II según el sexo en el presente estudio, se muestran similares a los valores de normalidad (estudiadas en el grupo control) de la protusión de este mismo metatarsiano presentadas por el propio autor en 2004. Expresada en milímetros, el valor medio de protusión del IV

metatarsiano respecto al II en el presente estudio fue de $-12,33 \text{ mm} \pm 2,54$ en el hombre ($N = 97$), y $-9,60 \text{ mm} \pm 2,08$ en la mujer ($N = 72$), valores muy próximos a los publicados en 2004, expuestos anteriormente.

Referente a la adaptación del sistema de Oller sobre el IV metatarsiano, en 2004 se establecieron valores de normalidad del ángulo II-IV en un grupo control de $62,36^\circ \pm 5,49$ en las mujeres ($N = 177$), y de $59,10^\circ \pm 5,28$ ($N = 44$) en los hombres ⁽¹⁶³⁾; muy próximos a los $63,47^\circ \pm 4,17$ en las mujeres ($N = 72$), y $60,56^\circ \pm 4,61$ en los hombres ($N = 97$) hallados en el presente estudio.

Respecto a los sistemas descritos por Valley y Reese ⁽¹¹⁴⁾ en 1991 para la valoración completa de la parábola metatarsal sobre una muestra de 50 sujetos, los resultados obtenidos no son comparables a los presentados en el presente trabajo, debido a las diferencias entre los sistemas de medición. (descritos en *I.IV.2. Estudios previos sobre la protusión metatarsal*).

En el primer sistema de valoración de la protusión metatarsal propuesto por Valley y Reese, los autores encontraron una mayor protusión del II metatarsiano respecto al I, y de éste respecto al IV, en coincidencia con los resultados del presente estudio. Con el segundo sistema, la valoración de la protusión metatarsal de III y IV metatarsianos vuelve a ser coincidente, presentando mayor protusión del III respecto al IV. En el tercer sistema de valoración de la protusión metatarsal para los radios centrales, Valley y Reese establecieron un ligero incremento en la protusión del III metatarsiano referente al I, y de éste respecto al IV, contrariamente a los datos mostrados por los dos sistemas anteriores y a los encontrados en el presente estudio.

Los autores expusieron además la correlación existente entre los valores de protusión metatarsal y el tamaño del pie. Con el primer sistema de medición, encontraron que los valores medios de protusión de II y III metatarsianos se incrementaban con la anchura del pie, al contrario que en el caso del IV metatarsiano, cuyo valor medio de protusión decrecía con el incremento del tamaño del pie. Lo mismo ocurría con el segundo sistema de medición. Los autores cuantificaron que estas variaciones eran menores a 1 mm, con dudosa significación.

En el tercer sistema de medición, estas variaciones eran más pronunciadas. Las distancias de protusión se incrementaban para todos los metatarsianos con el aumento de tamaño del pie. El III metatarsiano fue el que mayor variación presentó (hasta 2,3 mm), en comparación con el II (hasta 1,5 mm) y el IV (hasta 1 mm).

Mediante la cuantificación de la valoración de la protusión metatarsal expresada en porcentaje respecto al II radio del presente estudio, se obtuvieron valores de normalidad aplicables a distintos tamaños de pies. Al comparar los valores de protusión metatarsal de los metatarsianos I, III, IV y V respecto a una distancia (II radio) comprendida dentro del mismo pie, y no expresada en valores absolutos (mm), los resultados pueden ser más significativos en cada caso.

Emplear la diferencia de protusión metatarsal en milímetros para comparar dos metatarsianos sin hacer referencia al tamaño de al menos uno de ellos puede no resultar aplicable, pues es evidente que, por ejemplo, 4 mm de diferencia de protusión metatarsal entre el II y III metatarsianos puede resultar significativa en un pie que calce un 36 en la numeración de punto de París, sin embargo puede no resultar significativo en otro sujeto que calce un 45.

Respecto a las diferencias estadísticamente significativas encontradas al estudiar los valores de protusión metatarsal en función del «Sexo», éstas, suponen clínicamente una discreta diferencia entre ambos grupos. En este sentido, aceptar esta pequeña diferencia clínica como parámetro diferenciador entre ambos sexos podría establecer un elemento más de dimorfismo sexual.

Testut y Latarjet ⁽²³⁹⁾ describieron las características diferenciadoras del cráneo según el sexo, atendiendo a los siguientes aspectos:

- Huesos más delgados y menor modelado de las superficies óseas en la mujer.
- Contornos más rudos, superficies más marcadas, con inserciones musculares más acentuadas y fosa canina más profunda en el hombre.

- Menor desarrollo en la mujer de la glabella (dilatación situada entre las dos cretas superciliares), y de los arcos ciliares.
- Frente elevada, recta, con prominencias frontales acentuadas y reducción del a región parietal son características del cráneo femenino.
- En el cráneo masculino aparece un mayor desarrollo del inion (base de la protuberancia occipital externa), de los cóndilos occipitales y de las apófisis estiloides y mastoides.

Igualmente, sobre la pelvis humana se han determinado diferencias anatómicas en función del sexo debido a la función especial desarrollada por la pelvis femenina durante el embarazo y el parto ^(52, 239-241). Testut y Latarjet recogen en su *Tratado de Anatomía Humana* estas diferencias que se muestran en la Tabla 19.

Las diferencias estructurales del esqueleto de la extremidad inferior entre el hombre y la mujer no se limitan exclusivamente a la cintura pelviana, sino que la mayor distancia de ésta en el diámetro transversal determina variaciones en la alineación a otros niveles de la extremidad inferior. Así, se encuentran descritos valores diferentes del ángulo de inclinación del fémur (ángulo cervico-diafisario), formado por el cuello y el cuerpo del fémur. Generalmente se admite que este ángulo es menor en la mujer que en el hombre ⁽²³⁹⁾. El valor medio de este ángulo muestra un rango comprendido entre 115° y 138° según autores ^(23, 239, 242).

La mayor oblicuidad proximal del fémur en la mujer determina un incremento en los valores fisiológicos de genu valgo, entendiéndose como normales los comprendidos entre 170° y 175° ^(23, 240, 243).

TABLA 19. DISMORFISMOS SEXUALES EN LA PELVIS HUMANA

ZONA ANATÓMICA	PELVIS EN LA MUJER	PELVIS EN EL HOMBRE
Fosas Iílicas Internas	Más anchas, más extensas y más inclinadas hacia fuera	Menos anchas, más excavadas y más verticales
Crestas Iílicas	Menos sinuosas	«S» itálica más pronunciada
Ángulo Sacrovertebral	Más pronunciado y más saliente hacia delante	Menos pronunciado menos saliente
Sacro	Más bajo y más ancho	Más alto y más estrecho
Curva del Sacro	Menos pronunciada	Más pronunciada
Pelvis Menor	Más espaciosa, principalmente en anchura	Menos espaciosa
Sífnisis del Pubis	Más baja (45 mm)	Más alta (50 mm)
Pared Anterior de la Pelvis Menor	Más extensa transversalmente	Más extensa verticalmente
Cuerpo del Pubis	Más ancho, espinas más separadas	Más estrecho, espinas más aproximadas
Arco del Pubis	Ángulo más abierto en su parte superior (110°)	Ángulo menos abierto en su parte superior (70°)
Ramas Isquiopubianas	Labio interno notablemente vuelto hacia fuera	Labio interno menos vuelto hacia fuera
Agujeros Obturadores	Forma más bien triangular, ángulo interno menos abierto (70°)	Forma más bien oval, ángulo interno más abierto (110°)
Cavidades Cotoiloideas	Separadas la una de la otra por una distancia más considerable, y de ahí la mayor oblicuidad de los fémures	Más aproximadas la una a la otra, de donde la oblicuidad menos pronunciada de los fémures
Escotaduras Ciáticas Mayores	Diámetro horizontal más largo (72 mm)	Diámetro horizontal más corto (60 mm)
Estrecho Inferior	La punta del cóccix queda por detrás del plano frontal biciático	La punta del cóccix traspasa por delante el plano biciático
Estrecho Superior	La relación centesimal del diámetro sacrosuprapúbico (11°) con el diámetro transversal (13,5°) es más alta (81,4). El diámetro transversal máximo pasa por delante del punto donde se cruzan los diámetros oblicuos	La relación centesimal del diámetro sacrosuprapúbico (10,4°) con el diámetro transversal (13°) es menos elevada (80). El diámetro transversal máximo pasa por detrás del punto donde se cruzan los diámetros oblicuos

Tomado de TESTUD L, LATARJET A. *Tratado de Anatomía Humana*.

9ª edición. Barcelona: Salvat Editores SA, 1988

En el plano transversal se han descrito diferencias en los valores de anteversión femoral entre ambos sexos, con unos 4° de media de diferencia a favor de la mujer ⁽²⁴⁴⁻²⁴⁶⁾. Estos datos se muestran en sintonía con el incremento del valor medio de la rotación interna de la cadera de las mujeres respecto a los hombres, como muestra el estudio realizado por Staheli et al ⁽²⁴⁷⁾ sobre 1.000 extremidades inferiores sanas (276 de mujer y 221 de hombre). Estos autores no encontraron sin embargo diferencias significativas según el género en otros valores torsionales de la extremidad inferior como la rotación externa de la cadera, la torsión tibial externa y el ángulo transmoleolar.

Otros estudios, como el de Simoneau et al ⁽²⁴⁸⁾ sobre 60 adultos sanos (39 mujeres y 21 hombres), sí muestran diferencias estadísticamente significativas en las rotaciones internas y externas de la cadera según el género.

A nivel del pie existen escasos estudios que hayan enfatizado sobre las diferencias en su esqueleto según el sexo. Steele ⁽²⁴⁹⁾ observó dimorfismos sexuales en el astrágalo y en el calcáneo (N = 61) referente a un tamaño significativamente mayor en el género masculino, aunque afirmaba que el amplio rango de valores encontrados en las mediciones individuales requería de una combinación de mediciones para predecir el sexo con fiabilidad. La combinación de tres mediciones sobre el astrágalo ofrecía una fiabilidad de entre un 83% y 88%.

Smith ⁽²⁵⁰⁾ encontró un nivel de fiabilidad similar en la discriminación del sexo y la raza en un estudio sobre 160 metatarsianos y falanges.

Más recientemente, Ferrari et al ⁽²⁵¹⁾ encontraron en su estudio sobre las piezas óseas de 107 esqueletos (53 de hombres y 54 de mujeres), diferencias significativas referente al mayor tamaño de los huesos en el género masculino y la mayor tendencia aductora de las superficies articulares de la columna interna del pie en la mujer, posicionando al I metatarsiano en mayor aducción en la mujer respecto al hombre.

Ninguno de estos estudios mencionados acerca de las diferencias anatómicas de las estructuras óseas entre el pie de la mujer y el pie del

hombre hace referencia a la posible influencia que pudiera tener el calzado femenino sobre las mismas. Atendiendo a las patologías y deformidades que habitualmente se encuentran en la clínica podológica a causa del uso del típico calzado femenino (tacón alto y puntera estrecha), podría plantearse que las modificaciones en el apoyo que sufre el pie, y por lo tanto de las fuerzas actuantes sobre el esqueleto del pie, a causa del uso de este tipo de calzado, puedan condicionar las diferencias anatómicas en el desarrollo esquelético del pie femenino. Esta hipótesis, sugerida por la experiencia clínica, no se encuentra confirmada hasta la fecha mediante ningún estudio científico que corrobore la importancia de la influencia del calzado en el desarrollo del esqueleto del pie.

En cualquier caso, indistintamente de que el uso de zapato de tacón alto y puntera estrecha afectara a la morfología de los huesos del pie, puede entenderse que este hecho no afectaría a los resultados obtenidos en el presente estudio. Mediante este trabajo se han estudiado las protusiones de los distintos metatarsianos del pie respecto al II radio, por lo tanto, un condicionamiento externo que afectara al desarrollo del esqueleto del antepié, como podría ser el calzado, involucraría a todos los metatarsianos. De esta manera, el desarrollo, y por lo tanto, el tamaño de todos los metatarsianos podría verse afectado. Sin embargo, al relacionar estos valores (las distancias de protusión metatarsal) con una referencia intrínseca, como es la longitud del II radio, no se verían afectados los resultados de protusión de este estudio, realizado sobre proyecciones radiografías dorsoplantares.

Las diferencias anteriormente señaladas con respecto a la alineación y en la torsión de la extremidad inferior entre hombres y mujeres se complementan con la orientación del pie en el plano transversal (orientación interna o aductora y rotación externa o abductora) que refieren varios estudios a este respecto. El autor del presente estudio, entre otros, encontró diferencias en función del sexo en el patrón rotador de la extremidad inferior (Tabla 20), definido como la capacidad del sujeto de orientar el pie hacia dentro o hacia fuera colocado en una posición de decúbito supino, partiendo de una posición de rodilla en extensión completa, con un ángulo pie-pierna de 90° y el II radio perpendicular al suelo ⁽²⁵²⁾.

TABLA 20. PATRÓN ROTADOR DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

	IZQUIERDO		DERECHO	
	PATRÓN ROTADOR INTERNO	PATRÓN ROTADOR EXTERNO	PATRÓN ROTADOR INTERNO	PATRÓN ROTADOR EXTERNO
MUJER	34,26 ± 10,97	65,20 ± 12,30	32,50 ± 11,14	68,96 ± 12,65
HOMBRE	26,54 ± 12,22	65,52 ± 11,54	26,76 ± 14,08	65,28 ± 16,12

En aquel estudio se hallaron valores medios en el ángulo de la marcha diferentes entre hombres (12,4° en la extremidad derecha y 10,95° en la izquierda, N = 50) y mujeres (11,29° en la extremidad derecha y 9,1° en la izquierda, N = 50), aunque estas diferencias no demostraron ser estadísticamente significativas ($p > 0,05$). Estos valores medios del ángulo de la marcha publicados en 2005 por el autor muestran diferencias con los hallados por Seber et al ⁽²⁵³⁾ en su estudio sobre 50 varones adultos sanos (13,7° ± 3,5 en la extremidad derecha y 13° ± 3,3 en la izquierda); con los encontrados por Dougan ⁽²⁵⁴⁾ sobre 126 universitarios varones (7,36° en la extremidad derecha y 6,22° en la izquierda); y los mostrados por Patek ⁽²⁵⁵⁾ sobre 300 extremidades inferiores de mujer (6,5° en la derecha y 7° en la izquierda).

Murray et al ^(256, 257) también estudiaron el ángulo de la marcha en hombres (N = 60) y mujeres (N = 30), mostrando valores medios diferenciados (5° en las mujeres y 6,5° en los hombres), aunque muy próximos. Estos autores establecieron igualmente la influencia de la altura del tacón sobre el ángulo de la marcha en el caso de las mujeres (Tabla 21).

**TABLA 21. ÁNGULO DE LA MARCHA SEGÚN SEXO.
INFLUENCIA DE LA ALTURA DE TACÓN**

MUJERES	IZQUIERDO	TACÓN ALTO	5,8 ± 5,6
		TACÓN BAJO	6,4 ± 7,2
	DERECHO	TACÓN ALTO	4,3 ± 6,2
		TACÓN BAJO	5,1 ± 5,7
HOMBRES	IZQUIERDO	6,8°	
	DERECHO	6,7°	

Las diferencias anatómicas y funcionales de la extremidad inferior expuestas podrían relacionarse con diferencias en la distribución de las presiones plantares durante la marcha. Ferrari y Watkinson ⁽²⁵⁸⁾, en su estudio sobre las presiones plantares en 61 niños sanos con amplitudes articulares en la extremidad inferior normales (35 niños y 26 niñas) encontraron diferencias según el género, pendientes de determinar su significatividad con un estudio de mayor muestra, contrariamente a los resultados del estudio de Bennett y Duplock ⁽²⁵⁹⁾ sobre 74 adultos sanos. Los primeros encontraron una mayor presión en el área del primer dedo del pie en el grupo de las niñas ($p = 0,043$), lo que sugiere, según los autores, diferencias funcionales durante la marcha en los grupos estudiados.

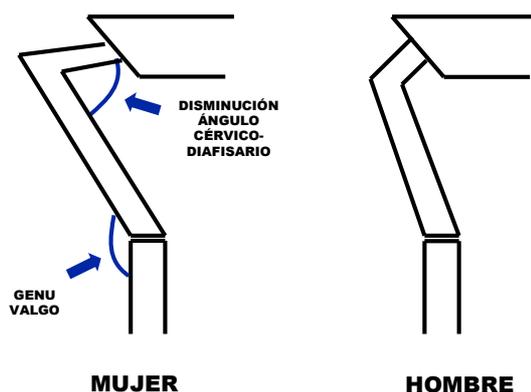
Hallaron también diferencias significativas ($p = 0,017$) en el tiempo que transcurre desde el apoyo de talón hasta el apoyo de la cabeza del I metatarsiano, siendo éste más rápido en el grupo de las niñas. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en el tiempo de contacto total entre ambos grupos, así que, si las niñas cargaban más rápido sobre el I metatarsiano, el apoyo sobre la región medial del pie debía ser más prolongada.

Estos datos se mostraban en sintonía con la trayectoria más medializada en la proyección del centro de gravedad ($p = 0,026$) en el grupo femenino, lo que podría determinar la mayor velocidad de carga en la columna medial del pie en el grupo de las niñas.

Henning et al ^(260, 261), sin embargo, no encontraron diferencias significativas en función del sexo en su estudio sobre 125 niños entre 6 y 10 años (64 niños y 61 niñas).

Atendiendo a los resultados hallados en el presente estudio, y a las diferencias anatómicas y funcionales relativas al género reflejadas en la literatura, las diferencias de protusión metatarsal halladas en este estudio podrían mostrar una evidencia más de las diferencias existentes entre el hombre y la mujer en el esqueleto de la extremidad inferior.

Como se ha expuesto anteriormente, el incremento en el diámetro horizontal de la pelvis femenina para ensanchar el canal del parto determina una disminución en el ángulo cérvico-diafisario en la mujer ⁽²³⁹⁾, favoreciendo la formación de coxa vara. Esta orientación medial de la extremidad inferior en el plano frontal es compensada, a nivel de la rodilla, incrementándose el ángulo de genu valgo fisiológico ^(23, 240, 243) (Fig. 21)



*Fig. 21. Compensaciones en el plano frontal:
Genu valgo compensatorio de la disminución del ángulo
cérvico- diafisario debido a la mayor anchura de la pelvis femenina*

En el plano transversal, el mayor ángulo de anteversión femoral ⁽²⁴⁴⁻²⁴⁶⁾ y la mayor capacidad de rotación interna de la cadera ⁽²⁴⁷⁾ determinarían una orientación interna de la marcha, es decir, una disminución en el ángulo de la marcha ^(9, 173, 262-269), clínicamente significativa respecto a la del hombre. Este hecho es evidenciado por diversos estudios ^(252, 256, 257) que muestran mínimas diferencias entre el ángulo de la marcha en hombres y en mujeres, este último ligeramente inferior.

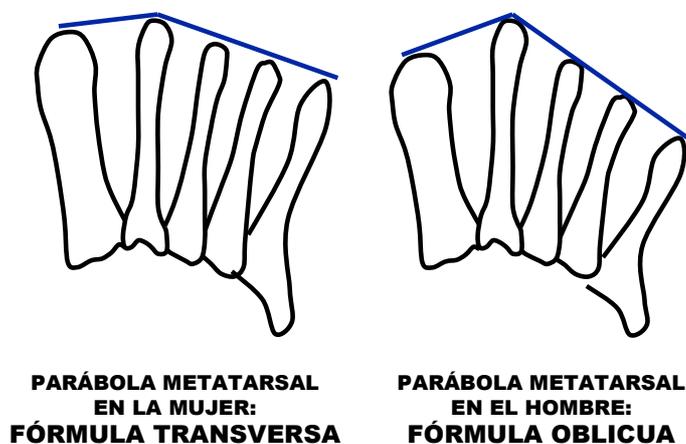
Es importante señalar que esta diferencia en el ángulo de la marcha en función del sexo es mínima, de apenas uno o dos grados de diferencia, lo que podría ser indicativo de que exista otro factor, en este caso en el plano transversal, que actúe compensando la orientación interna en la marcha que condicionaría el mayor ángulo de anteversión femoral y el incremento en la rotación interna de la cadera.

Autores como Rueda⁽¹⁵⁾ han estudiado la función de la parábola metatarsal en la orientación interna o externa del ángulo de la marcha. Como se indicaba en *I.V.2. Disfunción de la parábola metatarsal y patología en los radios menores*, fórmulas metatarsales oblicuas condicionan una rotación interna de la extremidad, disminuyendo el ángulo de la marcha; y fórmulas metatarsales transversas condicionan una rotación externa de la extremidad como mecanismo compensador, incrementando el ángulo de la marcha.

Observando los resultados de los valores de protusión metatarsal del presente estudio, ya sean los obtenidos con el primer sistema de medición o con el segundo, puede apreciarse que las fórmulas metatarsales en el hombre y en la mujer son ligeramente diferentes. Estas diferencias se muestran más evidentes en los metatarsianos IV y V, donde se observa una mayor longitud relativa de estos radios en el esqueleto de la mujer respecto al del hombre. El valor medio de acortamiento del IV metatarsiano respecto al II es de $-8,34\% \pm 1,69$ en la mujer, y de $-9,57\% \pm 1,87$ en el hombre. En el caso del V metatarsiano los valores son de $-15,57\% \pm 2,07$ en la mujer y de $-17,05\% \pm 2,64$ en el hombre.

Estos datos indican que los metatarsianos más externos presentan menor acortamiento relativo al II metatarsiano en la mujer, es decir, son más

largos, lo que le confiere a la parábola metatarsal de la mujer un perfil transverso, frente la mayor oblicuidad de la fórmula metatarsal en el hombre (Fig. 22).



*Fig. 22. Compensaciones en el plano transverso:
Fórmula metatarsal transversa en la mujer para compensar el
mayor ángulo de anteversión femoral*

De esta manera, la orientación de rotación interna de la extremidad inferior que condiciona el incremento en el ángulo de anteversión femoral es compensado por una fórmula metatarsal transversa, evidenciándose mediante las mínimas diferencias encontradas en el ángulo de la marcha en ambos sexos.

Por otro lado, la fiabilidad de las mediciones realizadas mediante ambos sistemas con el programa informático Autocad 2004® mostró valores muy altos. Algunos autores estiman que este coeficiente debe ser al menos de 0,75⁽²⁷⁰⁾, otros de 0,85⁽²⁷¹⁾, y otros autores referencian que, para que la fiabilidad sea aceptable, debe obtenerse un límite inferior para un intervalo de confianza al 95% superior a 0,75⁽²⁷²⁾. En cualquier caso, los resultados del coeficiente de correlación intraclase (CCI) se mostraron con unos valores entendidos como muy altos ($\geq 0,927$ para el CCI y $\geq 0,765$ para el límite inferior del CCI para un intervalo de confianza del 95%) para todas las variables.

Referente a la fiabilidad de las mediciones, recientemente, el autor del presente trabajo ha publicado un estudio piloto sobre la protusión metatarsal sobre una muestra de 52 pies normales (sin diferenciar en función del sexo), a los cuales se les aplicó únicamente el primer sistema de medición, expresándose los resultados en milímetros y en porcentaje respecto al II radio ⁽²⁷³⁾. Los resultados de este estudio preliminar fueron, en milímetros, de: $1,88 \pm 2,10$ para la protusión del I metatarsiano, $-4,72 \pm 1,65$ para el III, $-11,84 \pm 2,66$ para el IV y $-20,66 \pm 3,39$ para el V; y en porcentaje respecto al II radio de: $1,21 \pm 2,04$ para el I, $-3,84 \pm 1,23$ para el III, $-9,66 \pm 1,87$ para el IV, y $-16,91 \pm 2,30$ para el V. Todos los valores se encuentran muy próximos a los obtenidos en el presente estudio, lo que indica la fiabilidad de los sistemas de medición empleados.

Por último, los valores de sensibilidad y especificidad obtenidos son los que cabría esperar en el estudio de una única prueba diagnóstica para la valoración de la aparición de posibles patologías (hallux abductus valgus y hallux limitus) de causa multifactorial.

Como han referenciado diversos autores ^(8, 9, 15), las dos patologías empleadas en este estudio para valorar la sensibilidad y especificidad de las pruebas diagnósticas empleadas, responden a una etiología múltiple. En estas patologías, la existencia de una relación entre I y II metatarsianos inadecuada puede ser responsable de la aparición de la deformidad, sin embargo existen pacientes en los que, presentando una protusión metatarsal entendida como fisiológica, desarrollan hallux valgus o hallux limitus. En estos casos se encuentra el agente etiológico en otras entidades, como primer radio hipermóvil o dorsalflexionado ^(10, 15, 28), hiperpronación subastragalina ^(8, 9, 10, 15), inestabilidad de la primera articulación metatarsofalángica debido a excesiva convexidad de la cabeza metatarsal ^(93, 106, 107, 143, 147, 171, 186, 238, 274-276), primera articulación metatarsofalángica en silla de montar ^(93, 107, 143, 147, 171, 186, 238, 275), hallux o falange proximal de éste demasiado larga ^(15, 28, 153, 172, 277-279), adducción del I metatarsiano ^(139,280-282), oblicuidad de la primera articulación metatarsocuneana ^(109, 186, 251, 276), hiperlaxitud ligamentosa ⁽²⁸³⁾, disfunciones musculares condicionantes de pronación subastragalina (insuficiencia del músculo tibial posterior ⁽²⁸⁴⁾ o de inestabilidad del I metatarsiano (insuficiencia del músculo peroneo largo⁽³⁴⁾), etc.

Es por ello, que el estudio aislado de esta prueba de valoración de la protusión metatarsal entre I y II metatarsianos muestre valores de sensibilidad y de especificidad no demasiado altos (entre 60% y 67%). En el peor de los casos, existe una sensibilidad de un 60%, es decir, que usando únicamente estas pruebas se identificarían a 6 de cada 10 pacientes con patología en el I metatarsiano, pasándose por alto a 4 pacientes. Respecto a la especificidad, las cifras más desfavorables muestran un 61%, quedando un 39% de falsos negativos, es decir, sujetos en los que, obteniendo un resultado negativo al aplicar la prueba, es decir, obteniéndose valores de normalidad en la protusión metatarsal entre I y II metatarsiano, en el paciente se desarrolle patología. Como se ha referenciado anteriormente, estas circunstancias serían debidas a la posibilidad de intervención de otro factor etiológico en el desarrollo de la patología a ese nivel.

Por ello, y con el objetivo de obtener mejores resultados de las valoraciones diagnósticas referentes a patologías del I metatarsiano como son el hallux abductus valgus y el hallux limitus, sería recomendable estudiar la sensibilidad y especificidad de un conjunto de pruebas diagnósticas que incluyan el estudio de, al menos, las variables más importantes en la aparición de patología a nivel metatarsal, como podrían ser: la protusión metatarsal (como se expone en el presente estudio), el rango de movimiento de la articulación subastragalina y la funcionalidad de la musculatura inversora del retropié y estabilizadora del I metatarsiano.

Incluso no obteniendo resultados de sensibilidad y especificidad demasiado altos para los valores de corte seleccionados (Tablas 17 y 18), al emplearse los sistemas de valoración de la protusión metatarsal usadas en este estudio en la valoración de patología del I metatarsiano, puede resultar recomendable realizar estas mediciones en pacientes predispuestos a desarrollar afecciones a este nivel. Para ello se justifica la realización de una radiografía dorsoplantar como prueba diagnóstica con el fin de valorar la protusión metatarsal a este nivel, debido a la sencillez de la prueba, el bajo costo económico y el mínimo riesgo al que se somete al paciente. Esta misma radiografía puede emplearse también para la valoración de otros muchos factores influyentes en la aparición de patología del I metatarsiano (forma de la cabeza metatarsal, longitud de la falange del hallux, etc).

Por otro lado, en un trabajo previo realizado, entre otros, por el autor en 2004 ⁽¹⁶³⁾ relativo a la influencia de la protusión metatarsal sobre la patología del IV metatarsiano, como es el caso de la braquimetatarsia (acortamiento excesivo del metatarsiano con sobrecargas de transferencias a metatarsianos vecinos ^(159, 163)), se obtuvieron valores de sensibilidad (100%) y de especificidad (86%) más altos que los obtenidos en el presente estudio, cuando se emplearon los mismos sistemas de medición en una población afecta de braquimetatarsia del IV metatarsiano (N = 28) y se compararon con los de un grupo normal (N = 221).

No se ha estudiado la sensibilidad y especificidad de estas mediciones para el estudio de patología sobre otros metatarsianos, a excepción de la braquimetatarsia del IV, pudiendo justificarse ampliamente el uso de estas mediciones en otro tipo de afecciones de la región metatarsal.

VII. CONCLUSIONES

1. La distribución de los datos de los valores medios de protusión metatarsal dentro de la curva de normalidad indica la posibilidad de determinar un valor medio de protusión metatarsal fisiológica empleando ambos sistemas de medición elegidos para este estudio.
2. La fiabilidad de las mediciones realizadas mediante los sistemas de medición empleados (mostrando valores de coeficiente de correlación intraclase muy próximos a 1) representa la reproducibilidad de los datos obtenidos a partir del estudio.
3. Los contrastes realizados entre los grupos «mujeres» y «hombres» apuntan hacia la posible diferencia entre los valores antropométricos de estas variables en el ser humano, planteando la posible repercusión en los patrones biomecánicos según el sexo.
4. El primer sistema de valoración mostró unos valores en el grupo «mujeres» de 1,43 mm \pm 2,17 para el I metatarsiano (1,27%), - 3,87 mm \pm 1,27 para el III (-3,36%), - 9,60 mm \pm 2,08 para el IV (-8,34%) y -17,88 mm \pm 2,65 para el V (-15,54%). El menor acortamiento en los radios externos (IV y V) determina una fórmula metatarsal más transversa.
5. Este mismo sistema mostró en el grupo «hombres» los valores de 0,58 mm \pm 3,00 para el I metatarsiano (0,50%), - 4,87 mm \pm 1,73 para el III (-3,77%), - 12,33 mm \pm 2,54 para el IV (-9,57%) y -21,93 mm \pm 3,55 para el V (-17,05%); lo que indica una fórmula metatarsal más oblicua.
6. Las diferencias en el patrón de la fórmula metatarsal según el género se mostraron también mediante los resultados del segundo sistema de medición en el que los valores obtenidos para las mujeres fueron 87,49° \pm 5,48 para el I metatarsiano, 70° \pm 5,57 para el III, 63,47° \pm 4,17 para el IV y 56,38° \pm 3,27

para el V, y para los hombres $85,30^\circ \pm 6,75$ para el I metatarsiano, $68^\circ \pm 6,72$ para el III, $60,56^\circ \pm 4,61$ para el IV y $54,13^\circ \pm 3,75$ para el V.

7. Las pruebas de sensibilidad mostraron, para los valores de corte seleccionados, cifras no demasiado altas para las variables relativas a la protusión del I metatarsiano: 0,62 (Distancia II-I), 0,61 (Relación II-I), 0,60 (Ángulo II-I) en el grupo «mujeres»; y 0,66 (Distancia II-I), 0,64 (Relación II-I), 0,67 (Ángulo II-I) en el grupo «hombres».
8. Igualmente, los valores en las pruebas de especificidad son el reflejo de la diversidad de factores influyentes en la aparición de patología y de la multicausalidad etiológica de la patología sobre el I metatarsiano. Son de esperar por lo tanto valores bajos de especificidad, que indican la necesidad de asociación de diversos factores etiológicos para facilitar el desarrollo de patología en la región metatarsal. Se obtuvieron unas cifras especificidad, para los valores de corte seleccionados, de 0,62 (Distancia II-I), 0,65 (Relación II-I), 0,62 (Ángulo II-I) en el grupo «mujeres»; y 0,61 (Distancia II-I), 0,66 (Relación II-I), 0,62 (Ángulo II-I) en el grupo «hombres».

VIII. RESUMEN

En este estudio se ha realizado una adaptación de los sistemas de valoración de la protusión metatarsal descrito por Hardy y Clapham en 1951 (originalmente ideado para valorar la relación entre I y II metatarsianos), y por Oller en 1994 (para estudiar el acortamiento del V metatarsiano), con el objetivo de estudiar el conjunto de la parábola metatarsal. Los sistemas de medición se aplicaron sobre los cinco metatarsianos de 169 pies normales (72 pies de mujer y 97 pies de hombre), según los criterios de inclusión establecidos y tras consentimiento informado. Los resultados obtenidos mostraron una protusión metatarsal respecto al II radio, usando la adaptación del sistema de Hardy y Clapham en el grupo de las «mujeres», de $1,43 \text{ mm} \pm 2,17$ para el I metatarsiano (1,27%), $- 3,87 \text{ mm} \pm 1,27$ para el III (-3,36%), $- 9,60 \text{ mm} \pm 2,08$ para el IV (-8,34%) y $-17,88 \text{ mm} \pm 2,65$ para el V (-15,54%).

En el grupo de los «hombres», los valores de protusión metatarsal fueron de $0,58 \text{ mm} \pm 3,00$ para el I metatarsiano (0,50%), $- 4,87 \text{ mm} \pm 1,73$ para el III (-3,77%), $- 12,33 \text{ mm} \pm 2,54$ para el IV (-9,57%) y $-21,93 \text{ mm} \pm 3,55$ para el V (-17,05%).

Empleándose el segundo de sistema, los resultados de los valores de protusión en el grupo «mujeres» fueron de $87,49^\circ \pm 5,48$ para el I metatarsiano, $70^\circ \pm 5,57$ para el III, $63,47^\circ \pm 4,17$ para el IV y $56,38^\circ \pm 3,27$ para el V. En el grupo «hombres» los valores fueron de $85,30^\circ \pm 6,75$ para el I metatarsiano, $68^\circ \pm 6,72$ para el III, $60,56^\circ \pm 4,61$ para el IV y $54,13^\circ \pm 3,75$ para el V.

El análisis comparativo entre el grupo de «mujeres» (N = 72) y el de «hombres» (N = 97), mostró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) para todos los valores de protusión metatarsal.

IX. BIBLIOGRAFÍA

1. SOAMES RW: Sistema Esquelético. En WILLIAMS PL, BANNISTER LH, BERRY MM, ET AL (Dir): Anatomía de Gray. Tomo I. 38ª edición. Ediciones Harcourt SA. Madrid, 1998, 425-736.
2. KAHLE W, LEONHARDT H, PLATZER W: Atlas de Anatomía para Estudiantes y Médicos. Tomo 1: Aparato Locomotor. Ediciones Omega. Barcelona, 1995.
3. KLENERMAN L: Functional Anatomy. En KLENERMAN L (Dir): The Foot and Its Disorders, 3th edition. Blackwell Scientific Publications. London, 1991, 1-10.
4. LATARJET M, RUIZ LIARD A: Anatomía humana. Tomo I. 3ª edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 1997.
5. SMITH V: Anatomía del Aparato Locomotor. Editorial Gregori. Valencia, 1981.
6. LELIEVRE J, LELIEVRE JF : Patología del Pie. 4ª ed. Toray-Masson. Barcelona, 1982.
7. LÓPEZ A, HERNÁNDEZ LC: El Pie en los Albores del Siglo XXI. Federación Española de Podólogos. Madrid, 1997.
8. ROOT ML, ORIEN WP, WEED JH: Normal and Abnormal Function of the Foot. Vol 2. Clinical Biomechanics Corp. Los Angeles, 1977.
9. MICHAUD TC: Foot Orthoses of Conservative Foot Care. Thomas Michaud. Massachusetts, 1997.
10. SEIBEL MO: Función del Pie: Texto Programado. Ortocén. Madrid, 1994.
11. RIDOLA C, PALMA A: Functional Anatomy and Imaging of the Foot. It. J Anat Embryol, 106:85-98, 2001.
12. REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: Diccionario de la Lengua Española. Vigésima primera edición. Real Academia Española. Madrid, 1992.
13. LAFUENTE G: Implicaciones Mecánicas y Funcionales de la Patología del Antepié. Rev Esp Podol 9: 239-246, 1998.
14. BORLEY NR: A concise Colour Guide to Clinical Surface Anatomy. Manson Publishing. London, 1997.
15. RUEDA M: Los Desequilibrios del Pie. Paidotribo. Barcelona, 2004.
16. RUEDA M: El Pie del Corredor. Rev Esp Podol, 2: 343-347, 1991.
17. HIRSCH BE: Structural Biomechanics of the Foot Bones. J Am Podiatr Med Assoc, 81: 338-343, 1991.

18. VILADOT A: Anatomía y Biomecánica. En VILADOT A (Dir): Quince Lecciones sobre Patología del Pie. 2ª ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona, 2000, 1-33.
19. VIEL E, ESNAULT M: Papel del Pie en la Fase de Apoyo. En VIEL E (Dir): La Marcha Humana, la Carrera y el Salto. Biomecánica, Exploraciones, Normas y Alteraciones. Masson. Barcelona, 2002, 51-73.
20. SÁNCHEZ-LACUESTA JJ, PRAT JM, HOYOS JV, ET AL: Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1999.
21. DUCROQUET R, DUCROQUET J, DUCROQUET P: Marcha Normal y Patológica. Toray-Masson. Barcelona, 1972.
22. PERRY J: Gait Analysis. Normal and Pathological Function. Slack. Thorofare, 1992.
23. KAPANDJI AI: Fisiología Articular. Miembro Inferior. 5ª edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 1999.
24. GOLDCHER A: Podología. 2ª ed. Masson. Barcelona, 1992.
25. CAILLET R: Síndromes Dolorosos Tobillo y Pie. 2ª edición. El Manual Moderno. México, 1985.
26. WERNICK J, VOLPE RG: Lower Extremity Function and Normal Mechanics. En VALMASSY RL (Dir): Clinical Biomechanics of the Lower Extremities. Mosby. St Louis, 1996, 1-58.
27. VILADOT A: Biomecánica del Pie. En VILADOT A (Dir): Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona, 2001, 221-241.
28. VILADOT A: The Metatarsals. En JAHSS MH (Dir): Disorders of the Foot. Vol I. Saunders. Philadelphia, 1982, 659-710.
29. SARRAFIAN KS: Anatomy of the Foot and Ankle. Descriptive, Topographic, Functional. Second Edition. Philadelphia: JB Lippincott Company, 1993.
30. KENDALL FP, KENDALL E, GEISE P: Músculos. Pruebas, Funciones y Dolor Postural. 4ª edición. Marban Libros. Madrid, 2000.
31. HISLOP HL, MONTGOMERY J: Daniels-Worthingham's Pruebas Funcionales Musculares. 6ª edición. Marban. Madrid, 1999.
32. BUSQUET L: Las Cadenas Musculares. Tomo IV. Miembro Inferior. 3ª edición. Paidotribo. Barcelona, 1999.

33. NOVICK A: Anatomía y Biomecánica. En HUNT GC (Dir): Fisioterapia del Pie y del Tobillo. Jims. Barcelona, 1990, 1-42.
34. MUNUERA PV, DOMÍNGUEZ G, PALOMO IC, MARTÍNEZ L, CASTILLO JM: Patomecánica y Tratamiento de la Insuficiencia del Músculo Peroneo Largo. Rev Esp Podol, 12: 248-255, 2001.
35. BOHNE W, LEE KT, PETERSON M: Action of Peroneus Longus Tendon on the First Metatarsal against Metatarsus Primus Varus Force. Foot & Ankle Int, 18: 510-512, 1997.
36. JOHNSON CH, CHRISTENSEN JC: Biomechanics of the First Ray. Part I: the Effects of the Peroneus Longus Function: a Three-Dimensional Kinematic Study on a Cadaver Model. J Foot & Ankle Surg, 38: 313-321, 1999.
37. SASTRE S: Fisioterapia del Pie: Podología Física. Universitat de Barcelona. Barcelona, 1991.
38. RUIZ P, RODRÍGUEZ E, ÁLVAREZ F, GOLANÓ P, VILADOT R: Patología del Quinto Radio. Parte I: Anatomía y Biomecánica. Podología Clínica, 3: 132-135, 2002.
39. TIXA S: Atlas de Anatomía Palpatoria de la Extremidad Inferior. Masson. Barcelona, 2005.
40. TRUETA J: La Estructura del Cuerpo Humano. Estudios sobre su Desarrollo y Decadencia. Editorial Labor. Barcelona, 1975.
41. MONTAGNE J, CHEVROT A, GALMICHE JM : Atlas de Radiología del Pie. Masson. Barcelona, 1984.
42. GAMBLE FO, YALE I: Roentgenología Clínica del Pie. 2ª edición española. Robert E Krieger Publishing Company. Florida, 1981.
43. JOHNSON RE: Podiatric Radiology. En LEVY LA, HETHERINGTON VJ (Dir): Principles and Practice of Podiatric Medicine. Churchill Livingstone. New York, 1990, 231-274.
44. BERQUIST TH: Anatomy, Normal Variants, and Basic Biomechanics. En BERQUIST TH (Dir): Radiology of the Foot and Ankle. 2nd edition. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000, 1-40.
45. RENTON P: Radiology of the Foot. En KLENERMAN L (Dir): The Foot and Its Disorders. 3th edition. Blackwell Scientific Publications. London, 1991, 259-346.

46. FRANCH M, INFANTE MM, ALBIOL JM: Cronología de Osificación del Pie. Radiogoniometría. El Peu, 24: 148-158, 2004.
47. CAMPO PP: Radiología del Pie Infantil. En NÚÑEZ-SAMPER M, LLANOS LF (Dir): Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pie. Masson. Barcelona, 1997, 134-138.
48. VAN DEN BOGERT AJ, SMITH GD, NIGG BM: In Vivo Determination of the Anatomical axes of the Ankle Joint Complex: an Optimization Approach. J Biomechanics, 27:1477-1488, 1994.
49. OATIS CA: Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions. Phys Ther, 68:1815-1821, 1988.
50. COMÍN M ET AL: Biomecánica Articular y Sustituciones Protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1998.
51. MIRALLES RC, PUIG M: Complejo Periastragalino. En MIRALLES RC (Dir): Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor. Masson. Barcelona, 1998, 251-264.
52. PUTZ R, PABST R: Atlas de Anatomía Humana Sobotta. Tomo 2. Tronco, Visceras y Miembro Inferior. 21ª ed. Editorial médica panamericana. Madrid, 2002.
53. HAINES RW, MCDUGALL A: The Anatomy of Hallux Valgus. J Bone Joint Surg , 36B: 272-293, 1954.
54. ROSENBAUM DE BRITTO S: The First Metatarso-Sesamoid Joint. Int Orthop, 6: 61-67, 1982.
55. VILADOT A: Anatomía. En VILADOT A (Dir): Patología del Antepié. 4ª ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona, 2001, 1-26.
56. HICKS JH: The Mechanics of the Foot. Part II: the Plantar Aponeurosis and the Arch. J Anat, Lond, 88: 25-31, 1954.
57. EBISUI JM: The First Ray Axis and the First Metatarsophalangeal Joint. An Anatomical and Pathomechanical Study. J Am Podiatr Assoc, 58:160-168, 1968.
58. BOJSEN-MÖLLER F, LAMOREUX L: Significance of Free Dorsiflexion of the Toes in Walking. Acta Orthop Scand, 50: 471-479, 1979.
59. SAMOJLA BG: Normal Anatomy of the Forefoot. En HETHERINGTON VJ (Dir): Hallux Valgus and Forefoot Surgery. Churchill Livingstone. New York, 1994, 7-38.

60. ZARAGOZA JR: Física e Instrumentación Médicas: Instrumentación Diagnóstica, Instrumentación de la Imagen, Instrumentación Terapéutica. Ediciones Científicas y Técnicas. Barcelona, 1992.
61. CABALLERÍA M, MUÑOZ JM: Introducción a la Radiología (2ª. Parte). Rev Esp Podol, 5: 233-241, 1994.
62. CAMACHO DLA, LEDOUX WR, ROHR ES, SANGEORZAN BJ, CHING RP: A Three-dimensional, Anatomically Detailed Foot Model: A Foundation for a Finite Element Simulation and Means of Quantifying Foot-bone Position. Journal of Rehabilitation Research and Development, 39: 401-410, 2002.
63. BRYANT JA: A Comparison of Radiographic Foot Measurements Taken in Two Different Position. J Am Podiatr Med Assoc 91: 234-239, 2001.
64. SALTZMAN CL, BRANDSER EA, BERBAUM KS, ET AL: Reliability of Standar Foot Radiographic Measurements. Foot and Ankle International, 15: 661-665, 1994.
65. SANICOLA SM, ARNOLD TB, OSHER L: Is the Radiographic Appearance of the Hallucal Tarsometatarsal Joint Representative of Its True Anatomical Structure? J Am Podiatr Med Assoc, 92: 491-497, 2002.
66. BRAGE ME, HOLMES JR, SANGEORZAN BJ: The Influence of X-Ray Orientation on the First Metatarsocuneiform Joint Angle. Foot & Ankle International, 15: 495-497, 1994.
67. McCREA JD, CLARK WD, FANN T, VENSON J, JONES CL : Effects of Radiographic Technique on the Metatarsophalangeal Joints. J Am Podiatr Med Assoc, 67: 837-840, 1997.
68. BERQUIST TH, KNUDSEN JM, BURNETT OL, ET AL: Diagnostic Techniques. En BERQUIST TH (Dir): Radiology of the Foot and Ankle. 2nd edition. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000, 41-104.
69. HAFNER E, MEULI HCh: Técnicas Radiográficas del Aparato Locomotor. Toray-Masson. Barcelona, 1977.
70. GREENFIELD GB, COOPER ST: Manual de Posiciones Radiográficas. Jims. Barcelona, 1973.
71. KLEIGER B, GREENSPAN A, NORMAN A: Roentgenographic Examination of the Normal Foot and Ankle. En JAHSS MH(Dir): Disorders of the Foot. Vol I. Philadelphia, WB Saunders, 1982, 116-138.

72. HORSFIELD D: Radiography of the Foot. En KLENERMAN L (Dir): The Foot and Its Disorders. 3th edition. Blackwell Scientific Publications. London, 1991, 347-380.
73. DREEBEN S, THOMAS PBM, NOBLE PCN, TULLOS HS: A New Method for Radiography of Weight-bearing Metatarsal Heads. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (224): 260-267, 1987.
74. DOWNEY MA, DOROTHY WL: A Radiographic Technique to Demonstrate the Plantar Aspect of the Forefoot in Stance. *J Amer Podiat Ass* 59:140-143, 1969.
75. CHANG JW, GRIFFITHS H, CHAN DPK: A New Radiological Technique for the Forefoot. *Foot Ankle*, 2:77-83, 1984.
76. LEWIS RW: Non-routine Views in Roentgen Examination of the Extremities. *Surg Gynecol Obstet*, 67:38, 1938.
77. ROIG J: Exploración de los Sesamoideos en las Metatarsalgias. *Podologie*, 5:93, 1966.
78. HOLLY EW: Radiography of the Tarsal Sesamoid Bones, *Med Radiogr Photogr*, 31:73, 1955.
79. CAMPO PP: Diagnóstico de Imagen. En NÚÑEZ-SAMPER M, LLANOS LF (Dir): *Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pie*. Masson. Barcelona, 1997, 108-117.
80. MÖLLER TB: *Características Radiológicas Normales*. Doyma. Barcelona, 1990.
81. VALERO J: *Biomecánica y Patomecánica del Primer Radio (Apuntes) I*. *Rev Esp Podol* 3: 155-164, 1992.
82. SANNER WH: Foot Segmental Relationships and Bone Morphology. En CHRISTMAN RA (Dir): *Foot and Ankle Radiology*. Churchill Livingstone. St. Louis, 2003, 272-302.
83. GENTILI A, MASIH S, YAO L, SEEGER LL: Pictorial Review: Foot Axes and Angles. *The British Journal of Radiology*, 69: 968-974, 1996.
84. KILMARTIN TE, BARRINGTON RL, WALLACE WA: Metatarsus Primus Varus. A Statistical Study. *J Bone Joint Surg*, 73B: 937-940, 1991.
85. BRESNAHAN PJ: Pediatric Abnormalities of Position. En CHRISTMAN RA (Dir): *Foot and Ankle Radiology*. Churchill Livingstone. St. Louis, 2003, 303-314.

86. ENGEL E, ERLICK N, KREMS I: A Simplified Metatarsus Adductus Angle. *J Am Podiatr Assoc*, 73:620-627, 1983.
87. CONDON F, KALISZER M, CONHYEA D, O'DONNELL T, SHAJU A, MASTERSON E: The First Intermetatarsal Angle in Hallux Valgus: An Analysis of Measurement Reliability and the Error Involved. *Foot Ankle Int* 22: 717-721, 2002.
88. NOVEL V, OGALLA JM: Goniometría. *Rev Esp Podol*, 4: 264-268, 1993.
89. MORENO JL. *Podología General y Biomecánica*. Masson. Barcelona, 2003.
90. SCHUBERTH JM: Técnicas Quirúrgicas del Primer Radio. En BUTTERWORTH R, DOCKERY GL. *Atlas a Color y Texto de Cirugía del Antepié*. Ortocen. Madrid, 1992, 195-235.
91. MARTIN DE, PONTIOUS J: Introduction and Evaluation of Hallux Abducto Valgus. En BANKS AS, DOWNEY MS, MARTIN DE, MILLER SJ (Dir): *McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery*. Vol 1. 3er edition. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2001, 481-492.
92. GRIFFITHS TA, PALLADINO SJ: Metatarsus Adductus and Selected Radiographic Measurements of the First Ray in Normal Feet. *J Am Podiatr Med Assoc*, 82: 616-622, 1992.
93. PALLADINO SJ: Preoperative Evaluation of the Bunion Patient: Etiology, Biomechanics, Clinical and Radiographic Assessment. En GERBERT J (Dir): *Textbook of Bunion Surgery*. 2nd edition. Futura Publishing Company. New York, 1991, 1-87.
94. VITO G, KALISH S: Biomechanical Radiographic Evaluation. En DONATELLI RA (Dir): *The Biomechanics of the Foot and Ankle*. 2nd edition. F.A. Davis Company. Philadelphia, 1996, 137-167.
95. BRYANT A, TINLEY P, SINGER K: A Comparison of Radiographic Measurements in Normal, Hallux Valgus and Hallux Limitus Feet. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 39: 39-43, 2000.
96. WITHNEY AK: *Radiographic Charting Technic*. Pennsylvania College of Podiatric Medicine. Philadelphia, 1978.
97. COUGHLIN MJ: Juvenile Hallux Valgus. En COUGHLIN MJ, MANN RA (Dir): *Surgery of the Foot and Ankle*. 7er edition. Mosby. Saint Louis:, 1999, 270-319.

98. BANKS AS, HSU YS, MARIASH S, ZIRM R: Juvenile Hallux Abductus Valgus Association with Metatarsus Adductus. *J Am Podiatr Med Assoc*, 84: 219-224, 1994.
99. WEISSMAN SD: Biomechanically Acquired Foot Types. En WEISSMAN SD (Dir): *Radiology of the Foot*. 2nd edition. Williams & Wilkins. Baltimore, 1989, 66-90.
100. GERBERT J: *Textbook of Bunion Surgery*. 2º ed. Futura Publishing Company. New York, 1991.
101. COUGHLIN MJ, SHURNAS PS: Hallux Rigidus: Demographics, Etiology, and Radiographic Assessment. *Foot & Ankle International*, 24: 731-743, 2003.
102. YU GV, DINAPOLI DR: Surgical Management of Hallux Abducto Valgus with Concomitant Metatarsus Adductus. En MCGLAMRY ED (Dir): *Reconstructive Surgery of the Foot and Leg: Update '89*. Tucker GA: Podiatry Institute, 1989: 262-268.
103. OSHER L: Review of Adult Foot Radiology. En HETERINGTON JV (Dir): *Hallux Valgus and Forefoot Surgery*. Churchill Livingstone. New York, 1994, 67-99.
104. DUKE H, NEWMAN LM, BRUSKOFF BL, DANIELS R: Relative Metatarsal Length Patterns in Hallux Abducto Valgus. *J Am Podiatr Med Assoc* 1982, 72: 1-5, 1982.
105. GERBERT J, MERCADO OA, SOKOLOFF TH: The Surgical Treatment of the Hallux Abducto Valgo Deformity. *JAPA*, 64:558, 1974.
106. GUTIÉRREZ P, SEBASTIÁ E, BETOLDI G: Factores Morfológicos que Influyen en el Hallux Valgus. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 42:356-362, 1998.
107. MERCADO OA: *Atlas de Cirugía del Pie. Volumen I. Cirugía del Antepié*. Federación Española de Podólogos. Madrid, 1995.
108. KEATS TE, SISTROM C: *Atlas of Radiologic Measurement*. 7th edition. Mosby. St. Louis, 2001.
109. LAPORTA DM, MELILLO TV, HETERINGTON VJ: Preoperative Assessment in Hallux Valgus. En HETERINGTON VJ (Dir): *Hallux Valgus and Forefoot Surgery*. Churchill Livingstone. New York, 1994, 107-123.

110. STEEL MW, JOHNSON KA, DEWITZ MA, ILSTRUP DM: Radiographic Measurements of the Normal Adult Foot. *Foot Ankle* 1:151-158, 1980.
111. CAVANAGH PR, MORAG E, BOULTON AJM, YOUNG MJ, DEFFNER KT, PAMMER SE: The Relationship of Static Foot Structure to Dynamic Foot Function. *J Biomechanics*, 30: 243-250, 1997.
112. PRICE GFW: Metatarsus Primus Varus: Including Various Clinoradiologic Features on the Female Foot. *Clin Orthop Rel Res* 145:217, 1979.
113. LAMUR KS, HUSON A, SNIJDERS CJ, STOECKART R: Geometric Data of Hallux Valgus Feet. *Foot & Ankle International*, 17:548-554, 1996.
114. VALLEY BA, REESE HW: Guidelines for Reconstructing the Metatarsal Parábola with the Shortening Osteotomy. *J Am Podiatr Med Assoc*, 81: 406-413, 1991.
115. ATECA R, VALERO J: Biomecánica y Patomecánica del Quinto Dedo y del Quinto Metatarsiano (Apuntes). *Rev Esp Podol*, 6: 339-348, 1995.
116. FLORENCIANO JL: Bases Biomecánicas del Movimiento Humano. *Rev Esp Podol*, 15: 28-33, 2004.
117. HICKS JH: The Mechanics of the Foot: I. The Joints. *J Anat* 87:345-357, 1953.
118. SAMMARCO GJ: Biomechanics of the Foot. En FRANKEL VH, NORDIN M (Dir): *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Lea & Febiger. Philadelphia, 1980, 193.
119. PHILIPS RD: Biomechanics of the Lower Limb. En LEVY LA, HETHERINGTON VJ (Dir): *Principles and Practice of Podiatric Medicine*. Churchill Livingstone. New York, 1990, 39-108.
120. OLDENBROOK LL, SMITH CE: Metatarsal Head Motion Secondary to Rearfoot Pronation and Supination: an Anatomical Investigation. *J Am Podiatry assoc* 69: 24-28, 1979.
121. PISANI G: *Tratato di Chirugia del Piede*. Minerva Medica. Torino, 1993. Citado en: VILADOT A: *Anatomía y Biomecánica*. En VILADOT A (Dir): *Quince Lecciones sobre Patología del Pie*. 2ª ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona, 2000, 1-33.
122. TESTUD L, JACOB O. *Anatomía Topográfica*. Salvat Editores. Barcelona, 1932.

123. ROOT ML, ORIEN WP, WEED JH, HUGES RJ: Exploración Biomecánica del Pie. Vol I. Ortocen. Madrid, 1991.
124. JOSEPH J: Range of Movement of the Great Toe in Men. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 36B: 450-457, 1954.
125. BUELL T, GREEN DR, RISSER J: Measurement of the First Metatarsophalangeal Joint Range of Motion. *J Am Podiatr Med Assoc*, 78: 439-448, 1988.
126. MANN RA. Citado en: WERNICK J, VOLPE RG: Lower Extremity Function and Normal Mechanics. En VALMASSY RL (Dir): *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. Mosby. St Louis, 1996, 1-58.
127. GEFEN A, MEGIDO-RAVID M, ITZCHAK Y, ARCAN M: Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications. *Journal of Biomechanical Engineering* 122: 630-639, 2000.
128. RUEDA M: Podología y Dinámica: Análisis del Impulso. *Rev Esp Podol*, 1: 25-29, 1990.
129. OLLER A: Influencia del Pie en el Sistema Rotacional del Eje Femoro-Tibial. *Rev Esp Podol*, 6: 418-431, 1995.
130. SANSONE RE: Forefoot Imbalance Due to Alteration of the Metatarsus Parabola. *Journal of the National Association of Chiropractors*. 47:219, 1957. Citado en: DEMP PH: Pathomechanical Metatarsal Arc: Radiographic Evaluation of Its Geometric Configuration. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 7: 765-776, 1990.
131. McPOIL TG, CORNWALL MW: Variability of the Center of Pressure Pattern Integral During Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*, 88: 259-267, 1998.
132. CORNWALL MW, MCPOIL TG: Velocity of the Center of Pressure During Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*, 90: 334-338, 2000.
133. HUNT GC, BROCATO RS: Patomecánica de la Marcha y del Pie. En HUNT GC (Dir): *Fisioterapia del Pie y del Tobillo*. Jims. Barcelona, 1990, 43-64.
134. HUTTON WC, DHANENDRAN M: A Study of the Distribution of Load Under the Normal Foot During Walking. *International Orthopaedics*, 3: 153-157, 1979.

135. INMAN VT, MANN RA. Biomechanics of the Foot and Ankle. En INMAN VT (Dir): Surgery of the Foot. 3er Ed. CV Mosby. St. Louis, 1973, 3.
136. GROSS, BUNCH. Citado en: VILADOT A: The Metatarsals. En JAHSS MH (Dir): Disorders of the Foot. Vol I. Saunders. Philadelphia, 1982, 659-710.
137. BOJSEN-MOLLER F: Anatomy of the Forefoot, Normal And Pathologic. Clin Orthop Rel Res, 142:10, 1979. Citado en: NOVICK A: Anatomía y Biomecánica. En HUNT GC (Dir): Fisioterapia del Pie y del Tobillo. Jims. Barcelona, 1990, 1-42.
138. JACK EA: The Aetiology of Hallux Rigidus. Br J Surg, 27: 492-497, 1940.
139. BONNEY G, MACNAB I: Hallux Valgus and Hallux Rigidus. A Critical Survey of Operative Results. J Bone Joint Surg, 34B(3): 366-385, 1952.
140. MANN RA, COUGHLIN MJ, DUVRIES HL: Hallux Rigidus. A Review of the Literature and a Method of Treatment. Clin Orthop, 142: 57-63, 1979.
141. HETHERINGTON VJ, JOHNSON RE, ALBRITTON JS: Necessary Dorsiflexion of the First Metatarsophalangeal Joint During Gait. J Foot Surg, 29: 218-222, 1990.
142. GERBER J: Hallux limitus / Rigidus. En GERBERT J (Dir): Textbook of Bunion Surgery. 2nd edition. Futura Publishing Company. New York, 1991, 453-492.
143. BANKS AS, MCGLAMRY ED, SMITH TF, MALAY S, RUCH JA: Hallux Limitus and Rigidus. En MCGLAMRY ED, BANKS AS, DOWNEY MS (Dir): Comprehensive Textbook of Foot Surgery. Vol I. 2nd edition. Williams and Wilkins. Baltimore, 1992, 600-616.
144. DURRANT MN, SIEPERT KK: Role of Sort Tissue Structures as an Etiology of Hallux Limitus. J Am Podiatr Med Assoc, 83: 173-180, 1993.
145. HANFT JR, MASON ET, LANDSMAN AS, KASHUK KB: A New Radiographic Classification for Hallux Limitus. J Foot Ankle Surg, 32: 397-404, 1993.
146. AYCART J, GONZÁLEZ M: Técnica de Valenti para el Tratamiento del Hallux Limitus o Rigidus. Rev Esp Podol, 8: 284-288, 1997.
147. LICHNIAK JE: Hallux Limitus in the Athlete. Clin Podiatr Med Surg, 14: 407-426, 1997.

148. SALÓ JM^a, BORRÁS F: Metatarsalgias. En VILADOT A (Dir): Quince Lecciones sobre Patología del Pie. 2^a ed. Springer. Barcelona, 2000, 167-188.
149. CHANG TJ, CAMASTA CA: Hallux Limitus and Hallux Rigidus. En BANKS AS, DOWNEY MS, MARTIN DE, MILLER SJ (Dir): McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery. Vol 1. 3rd edition. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2001, 679-714.
150. GRADY JF, AXE TM, ZAGER EJ, SHELDON LA: A Retrospective Analysis of 772 Patients with Hallux Limitus. J Am Podiatr Med Assoc, 92: 102-108, 2002.
151. ROUKIS TS, JACOBS PM, DAWSON DM, ERDMANN BB, RINGSTROM JB: A Prospective Comparison of Clinical, Radiographic, and Intraoperative Features of Hallux Rigidus. J Foot Ankle Surg, 41: 76-95, 2002.
152. VILADOT A: Malformaciones del Dedo Gordo. En VILADOT A (Dir): Patología del Antepié. 4^a edición. Springer. Barcelona, 2001, 134-163.
153. TANAKA Y, TAKAKURA Y, KUMAI T, SAMOTO N, TAMAI S: Radiographic Analysis of Hallux Valgus. A Two-Dimensional Coordinate System. J Bone Joint Surg, 77A: 205-213, 1995.
154. CICCHINELLI LD, NAKRA A: Juvenile Hallux Abducto Valgus Deformity. En BANKS AS, DOWNEY MS, MARTIN DE, MILLER SJ (Dir): McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery. Vol 1. 3rd edition. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2001, 609-622.
155. SARAGAS KP, BECKER PJ: Comparative Radiographic Analysis of Parameters in Feet With and Without Hallux Valgus. Foot Ankle Int, 16: 139-143, 1995.
156. HANDELMAN RB, PERLMAN MD, COLEMAN WB: Brachymetatarsia: A Review of the Literature and Case Report. J Am Podiatr Med Assoc, 76: 413-416, 1986.
157. TACHDJIAN MO: Congenital Deformities. En TACHDJIAN MO (Dir): The Child's Foot. WB Sanders, Philadelphia, 1985, 131-351.
158. BOUCHARD JL: Congenital Deformities of the Forefoot. En McGLAMRY ED, BANKS AS, DOWNEY MS (Dir): Comprehensive Textbook of Foot Surgery. Vol I. 2nd edition. Williams and Wilkins. Baltimore, 1992, 1191-1231.

159. FERNÁNDEZ L, YUBERO J, USABIAGA J, ET AL: Congenital Brachymetataria: Three Cases. *Foot and Ankle*, 14:529-533, 1993.
160. VILADOT A: Malformaciones Congénitas. En VILADOT A (Dir): *Patología del Antepié*. 4ª edición. Springer. Barcelona, 2001, 68-92.
161. BERGES MJ, SUÁREZ JM, GALLAR J, ET AL: Braquimetatarsia y Braquimetapodia: A Propósito de un Caso. *Rev Esp Podol*, 11:59-68, 2000.
162. GOFORTH WP, OVERBEEK TD: Brachymetatarsia of the Third and Fourth Metatarsals. *J Am Podiatr Med Assoc* 91: 373-378, 2001.
163. MUNUERA PV, LAFUENTE G, DOMÍNGUEZ G, SALCINI JL, MARTÍNEZ L: Morphofunctional Study of Brachymetatarsia of the Fourth Metatarsal. *J Am Podiatr Med Assoc*, 94: 347-352, 2004.
164. MORTON D: Structural Factors in Static Stance Disorder of the Foot. *Am J Surg*, 9: 315, 1930.
165. NILSONNE H: Hallux Rigidus and its Treatment. *Acta Orthop Scan*, 1:295-303, 1930.
166. HARRIS RI, BEATH T: Report 15th, Army Foot Survey. National Research Council of Canada. Ottawa, 1947.
167. HARRIS RI, BEATH T: The Short First Metatarsal. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 31A: 553-565, 1949.
168. HARDY RH, CLAPHAM JCR: Observations on Hallux Valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 33B:376-391, 1951.
169. SMITH R, REYNOLDS J, STEWART M: Hallux Valgus Assessment: Report of Research Committee of American Orthopaedic Foot and Ankle Society. *Foot Ankle*, 5:92-103, 1984.
170. ALONSO C, GARCÍA FJ, JIMÉNEZ R, MORALES R: Valoraciones Longitudinales y Angulares en el Primer Radio en Radiografía Dorsoplantar. *Rev Esp Podol*, 8: 71-77, 1997.
171. LAPORTA G, MELILLO T, OLINSKI D: X-ray Evaluation of Hallux Abducto Valgus Deformity. *J Am Podiatry Assoc*, 64:544-566, 1974.
172. HEDEN RI, SORTO LA: The Buckle Point and the Metatarsal Protusion's Relationship to Hallux Valgus. *J Am Podiatr Med Assoc*, 71: 200-208, 1981.
173. KASCHAK TJ, LAINE W: Surgical Radiology. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 5: 797-829, 1988.

174. STOCKS. Citado en: SHEREFF MJ: Radiographic Analysis of the Foot and Ankle. En JAHSS MH (Dir) : Disorders of the Foot & Ankle. Medical and Surgical Management. Vol. I. 2nd edition. WB Saunders. Philadelphia, 1991, 91-108.
175. OLLER A: Biomecánica del Pie. Rev Esp Podol, 5: 17-27, 1994.
176. DEMP PH: Geometric Models That Classify Structural Variations of the Foot. J Am Podiatr Med Assoc, 88: 437-441, 1998.
177. DEMP PH: Pathomechanical Metatarsal Arc: Radiographic Evaluation of Its Geometric Configuration. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, 7: 765-776, 1990.
178. MORTON D: The Human Foot. Columbia University Press. New York, 1935. Citado en: HARRIS RI, BEATH T: The Short First Metatarsal. The Journal of Bone and Joint Surgery, 31A: 553-565, 1949.
179. VILADOT A: Metatarsalgia Due to Biomechanical Alterations of the Foot. Orthopedic Clinics of North America, 4: 165-178, 1973.
180. VANORE JV, CHRISTENSEN JC, KRAVITZ SR, ET AL: Diagnosis and Treatment of First Metatarsophalangeal Joint Disorders. Section 2: Hallux Rigidus. The Journal of Foot and Ankle, 42: 124-136, 2003.
181. KESSEL L, BONNEY G: Hallux Rigidus in the Adolescent. The Journal of Bone and Joint Surgery, 40B: 668-673, 1958.
182. CAMASTA CA: Role of the Sesamoid Apparatus in Hallux Limitus/Rigidus. En CAMASTA CA, VICKERS NS, CARTER SD (Dir): Reconstructive Surgery of the Foot and Leg: Update '95. Tucker, GA: The Podiatry Institute, 1995, 196-205.
183. PLASTER HM: Hallux Valgus as Related to the First Metatarsal Length Pattern. Journal of the National Association of Chiropractors 44:17, 1954. Citado en: DEMP PH: Pathomechanical Metatarsal Arc: Radiographic Evaluation of Its Geometric Configuration. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, 7: 765-776, 1990.
184. INMAN VT: Hallux Valgus: a Review of Etiologic Factors. Orthop Clin North Am, 5:59, 1974. Citado en: DUKE H, NEWMAN LM, BRUSKOFF BL, DANIELS R: Relative Metatarsal Length Patterns in Hallux Abducto Valgus. J Am Podiatr Med Assoc 1982, 72: 1-5, 1982.

185. DUVRIES H: DuVries´Surgery of the Foot. Mosby Company. St Louis, 1973. Citado en: DUKE H, NEWMAN LM, BRUSKOFF BL, DANIELS R: Relative Metatarsal Length Patterns in Hallux Abducto Valgus. J Am Podiatr Med Assoc 1982, 72: 1-5, 1982.
186. MANN RA, COUGHLIN MJ: Hallux Valgus: Etiology, Anatomy, Treatment and Surgical Considerations. Clin Orthop, 157: 31-41, 1981.
187. VALERO J: Biomecánica y Patomecánica del Primer Radio (Apuntes) II. Rev Esp Podol, 3:194-200, 1992.
188. BURKHEAD HR: The Diagnosis and Treatment of Forefoot Disturbances. JNAC, 44:20, 1954. Citado en: DEMP PH: Pathomechanical Metatarsal Arc: Radiographic Evaluation of Its Geometric Configuration. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, 7: 765-776, 1990.
189. LOYA K, GUIMET M, ROCKETT MS: Proximal Shortening Lesser Metatarsal Osteotomy: A Mathematical-Geometric Basis. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 39: 104 – 113, 2000.
190. REESE HW, SCOFFIELD M: Metatarsal Shortening Osteotomy with Shortening Osteotomy Guide. J Am Podiatr Med Assoc, 77: 304-307, 1987.
191. JONES RO, PAYNE D, CLARK BA: Simple Method of Exacting a Desired Parabola for Pan-metatarsal Head Resection. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 41: 342-345, 2002.
192. HODOR L, DOBBS BM: Pan Metatarsal Head Resection. A Review and New Approach. J Am Podiatr Med Assoc, 73: 287-292, 1983.
193. McGLAMRY ED, KITTING RW, BULTIN WE: Prominent Lesser Metatarsal Heads: Some Surgical Considerations. J Am Podiatr Med Assoc, 59: 303-307, 1969.
194. GIURINI JM, BASILE P, CHRZAN JS, HABERSHAW GM, ROSENBLUM BI: Panmetatarsal Head Resection. A Viable Alternative to the Transmetatarsal Amputation. J Am Podiatr Med Assoc, 83: 101-107, 1993.
195. SCHWEITZER DA, LEW H, SHUKEN J, MORGAN J: Central Metatarsal Shortening Following Osteotomy and Its Clinical Significance. J Am Podiatr Med Assoc, 72: 6-10, 1982.

196. LAUF E, WEINRAUB GM: Asymetric "V" Osteotomy: A Predictable Surgical Approach for Chronic Central Metatarsalgia. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 35: 550-559, 1996.
197. VILADOT A: Síndrome de Insuficiencia del Primer Radio. En VILADOT A (Dir): *Patología del Antepié*. 4ª edición. Springer. Barcelona, 2001, 110-133.
198. RUIZ P, ÁLVAREZ F, RODRÍGUEZ E, VILADOT R, GOLANÓ P: Patología del Quinto Radio. Parte III: Quintus Varus. *Podología Clínica*, 5: 42-44, 2004.
199. SIMÓN P, CONCHEIRO L: El Consentimiento Informado: Teoría y Práctica (I). *Medicina Clínica*, 100: 659-663, 1993.
200. TRIBUNAL INTERNACIONAL DE NÜREMBERG: Código de Nüremberg, 1946.
201. COMISIÓN NACIONAL PARA LA PROTECCIÓN DE PERSONAS OBJETO DE EXPERIMENTACIÓN BIOMÉDICA Y DE LA CONDUCTA: Informe Belmont. Principios Éticos y Recomendaciones para la Protección de las Personas Objeto de Experimentación, 1978.
202. SIMÓN P: La Fundamentación Ética de la Teoría del Consentimiento Informado. *Rev Cal Asis*, 14: 100-109, 1999.
203. GARCÍA D: *Fundamentos de Bioética*. Madrid, 1989.
204. BEAUCHAMP TL, CHILDRESS JF: *Principios de Ética Biomédica*. Masson. Barcelona, 1997.
205. FEITO L: Panorama Histórico de la Bioética. *Moralía*, 20: 465-494, 1997.
206. Ley 14/1986, de 25 de abril, General de Sanidad. BOE n.º 101 (29 abril 1986).
207. CONSEJO DE EUROPA. CONVENIO PARA LA PROTECCIÓN DE LOS DERECHOS HUMANOS Y LA DIGNIDAD DEL SER HUMANO CON RESPECTO A LAS APLICACIONES DE LA BIOLOGÍA Y LA MEDICINA: Convenio relativo a los Derechos Humanos y la Biomedicina. Ministerio de Asuntos Exteriores. Madrid, 1997.
208. Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos. 1964
209. ARGIMON JM, JIMÉNEZ J: *Métodos de Investigación Clínica y Epidemiológica*. Harcourt. Madrid, 2000.

210. RUIZ I: Elección de un Diseño de Investigación. En REBAGLIATO M, RUIZ I, ARRANZ M (Dir): Metodología de Investigación en Epidemiología. Ediciones Díaz de Santos. Madrid, 1996, 49-72.
211. MARTÍN A, LUNA JD: Bioestadística para Ciencias de la Salud. 1ª edición. Ediciones Norma-Capitel. Madrid, 2004.
212. SENTÍS J, PARDELL H, COBO E, CANELA J: Manual de Bioestadística. 3ª edición. Masson. Barcelona, 2003.
213. KIRBY KA: Biomechanics of the Normal and Abnormal Foot. J Am Podiatr Med Assoc, 90:30-34, 2000.
214. PHILIPS RD: The Normal Foot. J Am Podiatr Med Assoc, 90: 342-345, 2000.
215. LEVY AE: Criterios de Normalidad y Patología Podológica. En LEVY AE, CORTÉS JM (Dir): Ortopodología y Aparato Locomotor. Masson. Barcelona, 2003, 449-454.
216. MARTÍNEZ L, DOMÍNGUEZ G, MUNUERA PV, PALOMO IC, SALCINI JL: Tratamiento Podológico Integral de la Artritis Reumatoide. Rev Esp Podol, 12:81-88, 2001.
217. GORDILLO LM, DOMÍNGUEZ G, MUNUERA PV, ET AL: Tratamiento Conservador de las Osteocondrosis más frecuentes en el Pie. Podología Clínica, 2:198-205, 2001.
218. GASTWIRTH BW: Biomechanical Examination of the Foot and Lower Extremity. En VALMASSY RL (Dir): Clinical Biomechanics of the Lower Extremities. Mosby. St Louis, 1996, 131-148.
219. FROMHERZ WA: Examen. En HUNT GC (Dir): Fisioterapia del Pie y del Tobillo. Jims. Barcelona, 1990, 65-100.
220. NORKIN CC, WHITE DJ: Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry. FA Davis Company. Philadelphia, 1985.
221. OGALLA JM, ZALACAÍN AJ: Técnicas Radiológicas en Podología. Rev Esp Podol, 2: 229-237, 1991.
222. HLAVAC HF: Differences in X-ray Findings with Varied Positioning of the Foot. J Am Podiatr Assoc, 57: 465-471, 1967.
223. COUGHLIN MJ, SALTZMAN CL, NUNLEY JA: Angular Measurement in the Evaluation of Hallux Valgus Deformities: A Report of the Ad Hoc Committee of the American Orthopaedic Foot & Ankle Society on Angular Measurements. Foot & Ankle International; 23: 68-74, 2002.

224. ROWLAND RN, FERRIS TL, DOBUS DC: A Study of the Metatarsal Break. *J Am Pod Assoc* 69: 47-51, 1979.
225. MAH KK, BEEGLE TR, FLKNOR DW: A Correction for Short Fourth Metatarsal. *J Am Podiatr Med Assoc*, 73:196, 1983.
226. URANO Y, KOBAYASHI A: Bone Lengthening for Shortness of the Fourth Toe. *J Bone Joint Surg Am*, 60:91, 1978.
227. ROBINSON JF, OUZOUNIAN TJ: Brachymetatarsia: Congenitally Short Third and Fourth Metatarsals Treated by Distraction Lengthening – A case Report and Literature Summary. *Foot & Ankle Int*, 19: 713-718, 1998.
228. VENNING P, HARDY RH: Sources of Error in the Production and Measurement of Standar Radiographs of the Foot. *Br J Radiol*, 24: 18-26, 1951.
229. PERRY MD, MONT MA, EINHORN TA, WALLER JD : The Validity of Measurements Made on Standar Foot Orthoentgenograms. *Foot & Ankle*, 13: 502-507, 1992.
230. CAMASTA CA, PONTIOUS J, BOYD RB: Quantifying Magnification in Pedal Radiographs. *J Am Podiatr Med Assoc*, 81: 545-548, 1991.
231. BRYANT A, MAHONEY B, TINLEY P: Lateral Intermetatarsal Angle: A Useful Measurement of Metatarsus Primus Elevatus?. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91: 251-254, 2001.
232. CHRISTMAN RA, FLANIGAN KP, SORRENTO DL, STANICH CC: Radiographic Análisis of Metatarsus Primus Elevatus. A Preliminary Study. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91: 294-299, 2001.
233. GAMBLE FO: *Applied Foot Roentgenology*. Williams and Wilkins Co. Baltimore, 1957.
234. PERLMAN PH, DUBOIS P, SISKIND V: Validating the Process of Taking Lateral Foot X-Rays. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86:317, 1996.
235. KILMARTIN TE, BARRINGTON RL, WALLACE WA: The X-ray Measurement of Hallux Valgus: An Inter- and Intra-observer Error Study. *Foot*, 2: 7-11, 1992.
236. MEYER JO, NISHON LR, WEISS L, DOCKS G: Metatarsus Primus Elevatus and the Etiology of Hallux Rigidus. *J Foot Surg*, 26: 237-241, 1987.

237. HORTON GA, PARK YW, MYERSON MS: Role of Metatarsus Primus Elevatus in the Pathogenesis of Hallux Rigidus. *Foot Ankle Int*, 20: 777-780, 1999.
238. MANCUSO JE, ABRAMOV SP, LANDSMAN MJ, WALDMAN M, CARIOSCIA M: The Zero-Plus First Metatarsal and Its Relationship to Bunion Deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 42:319-326, 2003.
239. TESTUD L, LATARJET A: *Tratado de Anatomía Humana*. 9ª edición. Salvat Editores SA. Barcelona, 1988.
240. PALASTANGA N, FIELD D, SOAMES R: *Anatomy and Human Movement*. 4th edition. Butterworth Heinemann. Oxford, 2002.
241. MIRALLES RC, MIRALLES I, PUIG M : *Cintura Pelviana*. MIRALLES RC, MIRALLES I (Dir): *Biomecánica Clínica de los Tejidos y las Articulaciones del Aparato Locomotor*. 2ª edición. Masson. Barcelona, 2005, 205-216.
242. MIRALLES RC, MIRALLES I, PUIG M. *Cadera*. MIRALLES RC, MIRALLES I (Dir): *Biomecánica Clínica de los Tejidos y las Articulaciones del Aparato Locomotor*. 2ª edición. Masson. Barcelona, 2005, 217-231
243. MIRALLES RC, MIRALLES I, PUIG M. *Rodilla*. MIRALLES RC, MIRALLES I (Dir): *Biomecánica Clínica de los Tejidos y las Articulaciones del Aparato Locomotor*. 2ª edición. Masson. Barcelona, 2005, 233-260
244. SOLANO A, BRILL W, TEY M, ESPIGA X: *Normoalineación de las Extremidades Inferiores en el Adulto*. BALLESTER J (Dir): *Desalineaciones Torsionales de las Extremidades Inferiores. Implicaciones Clinicopatológicas*. Monografías SECOT 2. Masson. Barcelona, 2001, 11-16.
245. BRATEN M, TERJESEN T, ROSSVOLL I: *Femoral Anteversion in Normal Adults. Ultrasound Measurements in 50 men and 50 women*. *Acta Orthop Scand*, 63: 29-32, 1992.
246. BROUWER KJ, MOLENAAR JC, VAN LING B: *Rotational Deformities after Femoral Shaft Fractures in Childhood. A Retrospective Study 27-32 Years after the Accident*. *Acta Orthop Scand*, 52: 81-89, 1981.

247. STAHELI LT, CORBERTT M, WYSS C, KING H: Lower-Extremity Rotational Problems in Children. Normal Values to Guide Management. *J Bone Joint Surg*, 67A:39-47, 1985.
248. SIMONEAU GG, HOENING KJ, LEPLEY JE, PAPANЕК PE: Influence of Hip Position and Gender on Active Hip Internal and External Rotation. *JOSPT*, 28:158-164, 1998.
249. STEELE DG: Sex Identification on the Basis of the Tarsals. *Am J Phys Antropol*, 45:581, 1976.
250. SMITH SL: Attribution of Foot Bones to Sex and Population Groups. *J Forensic Sci*, 42:186, 1997.
251. FERRARI J, HOPKINSON DA, LINNEY AD: Size and Shape Differences Between Male and Female Foot Bones. Is the Female Foot Predisposed to Hallux Abducto Valgus Deformity?. *J Am Podiatr Med Assoc*, 94:434-452, 2004.
252. LAFUENTE G, DOMÍNGUEZ G, MUNUERA PV, REINA M: Patrón Rotador de la Extremidad Inferior: Concepto, Valores Normales y Relación con el Ángulo de la Marcha y la Movilidad del Primer Dedo. *Rev Esp Podol*, 16:6-12, 2005.
253. SEBER S, HAZER B, KÖSE N, GÖKTÜRK E, GÜNAL I, TURGUT A: Rotational Profile of the Lower Extremity and Foot Progression Angle: Computerized Tomographic Examination of 50 Male Adults. *Arch Orthop Trauma Surg*, 120:255-258, 2000.
254. DOUGAN S: The Angle of Gait. *Am J Phys Anthropol*, 7:275-279, 1924.
255. PATEK SD: The Angle of Gait in Women. *Am J Phys Anthropol*, 9:273-291, 1926.
256. MURRAY MP, KORY RC, SEPIC SB: Walking Patterns of Normal Women. *Arch Phys Med Rehabil*, 51:637-50, 1970.
257. MURRAY MP, DROUGHT AB, KORY RC. Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Joint Surg*, 46A:335-360, 1964.
258. FERRARI J, WATKINSON D: Foot Pressure Measurement Differences Between Boys and Girls With Reference to Hallux Valgus Deformity and Hypermobility. *Foot & Ankle International*, 26:739-747, 2005.
259. BENNETT PJ, DUPLOCK LR Pressure Distribution Beneath the Human Foot. *J Am Podiatr Med Assoc*, 83:674-678, 1993.

260. HENNING EM, STAATS A, ROSENBAUM D: Plantar Pressure Distribution Patterns of Young School Children in Comparison to Adults. *Foot & Ankle*, 15:35-40, 1994.
261. HENNING EM, ROSEMBAUM D: Pressure Distribution Patterns under the Feet of Children in Comparison with Adults. *Foot and Ankle*, 11:306-311, 1991.
262. CRANE L: Femoral Torsion and Its Relation to Toeing-in and Toeing-Out. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 41A:421-428, 1959.
263. LINCOLN TL, SUEN PW: Common Rotational Variations in Children. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11:312-320, 2003.
264. KOZIC S, GULAN G, MATOVINOVIC D, SESTAN B, RSVLIC-GULAN J: Femoral Anteversion Related to Side Differences in Hip Rotation. Passive Rotation in 1.140 Children Aged 89 years. *Acta Orthop Scan* 68:533-536, 1997.
265. GELBERMAN RH, COHEN MS, DESAI SS, GRIFFIN PP, SALAMON PB, O'BRIEN TM: Femoral Anteversion. A Clinical assessment of Idiopathic Intoeing Gait in Children. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 69B:75-79, 1987.
266. SVENNINGSEN S, TERJESEN T, AUFLEM M, BERG V: Hip Rotation and In-Toeing Gait. A Study of Normal Subjects From Four Years Until Adult Age. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (251):177-182, 1990.
267. STAHELI LT: Torsional Deformity. *Pediatric Clinic of North America*, 24:799-811, 1977.
268. HOPPENFIELD S: Exploración Física de la Columna Vertebral y de las Extremidades Inferiores. *El Manual Moderno*. Mexico, 2000.
269. VOLPE RG: Pediatric Gait. THOMSON P, VOLPE R (Dir): Introduction to Podopediatrics. 2nd edition. Churchill Livingstone. New York, 2001, 49-71.
270. BRYANT A, TINLEY P, SINGER K: Radiographic Measurements and Plantar Pressure Distribution in Normal, Hallux Valgus and Hallux Limitus Feet. *The Foot*, 10:18-22, 2000.
271. CONDON F, KALISZER M, CONHYEA D, O'DONNELL T, SHAJU A, MASERSON E: The First Intermetatarsal Angle in Hallux Valgus: An

- Analysis of Measurement Reliability and the Error Involved. *Foot & Ankle International*, 22: 717-721, 2002.
272. LEE J, KOH D, ONG CN: Statistical Evaluation of Agreement Between Two Methods for Measuring a Quantitative Variable. *Comput Biol Med*, 19:61-70, 1989.
273. DOMINGUEZ G, MUNUERA PV, LAFUENTE G: Relative Metatarsal Protrusion in the Adult: A Preliminary Study. *J Am Podiatr Med Assoc*, 96:238-244, 2006.
274. HAAS M: Radiographic and Biomechanical Considerations in Bunion Surgery. GERBER J (Dir): *Textbook of Bunion Surgery*. Futura Publishing Company. New York, 1981, 23-26.
275. SPIEGL PV, SEALE KS: Surgical Intervention. DONATELLI RA (Dir): *The Biomechanics of the Foot and Ankle*. 2nd edition. FA Davis Company. Philadelphia, 1996, 352-376.
276. MARTÍN DE PABLOS J, GÓMEZ S, SABATÉ J, DEL BOZ J, VÁZQUEZ J: Factores Predisponentes del Hallux Valgus: Valoración Radiológica. *Rev Med Cir Pie*, 9: 21-26, 1995.
277. GIANNESTRAS NJ: Hallux Valgus y Hallux Rigidus. GIANNESTRAS NJ (Dir): *Trastornos del pie*. Salvat Editores SA. Barcelona, 1979, 345-401.
278. ROUKIS TS, WEIL JR LS, WEIL SR LS, LANDSMAN AS: Predicting Articular Erosion in Hallux Valgus: Clinical, Radiographic, and Intraoperative Analysis. *J Foot Ankle Surg*, 44: 13-21, 2005.
279. AYCART J, GONZÁLEZ M: Técnica de Valenti para el Tratamiento del Hallux Limitus o Rigidus. *Rev Esp Podol*, 8: 284-288, 1997.
280. HARDY RH, CLAPHAM JCR: Hallux Valgus. Predisposing Anatomical Causes. *Lancet*, 14: 1180-1183, 1952.
281. TRUSLOW W: Metatarsus Primus Varus or Hallux Valgus ?. *J Bone Joint Surg*, 7: 98-108, 1925.
282. JONES AR: Hallux Valgus in the Adolescent. *Proc R Soc Med*, 41: 392-393, 1948.
283. BENHAMÚ S, FERNÁNDEZ LM, GUERRERO A, MARTÍNEZ L, GORDILLO L, GARCÍA R: Influencia de la Laxitud Articular en la Biomecánica del Pie. *Rev Esp Podol*, 15:290-298, 2004.

284. DOMÍNGUEZ G, MUNUERA PV, SALCINI JL, PALOMO IC, SALCINI FJ: Insuficiencia del Músculo Tibial Posterior: Caso Clínico. Rev Esp Podol, 12:5-11, 2001.

X. ANEXOS

X.I. CONSENTIMIENTO INFORMADO

**CONSENTIMIENTO INFORMADO
PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Estudio observacional de la parábola metatarsal

1. INFORMACIÓN GENERAL

Se le ha propuesto colaborar en un estudio de investigación para determinar la protusión metatarsal fisiológica en el adulto con el fin de contribuir a establecer un modelo anatómico de normalidad del pie.

El esqueleto del pie está constituido por 27 piezas óseas, las cuales se distribuyen en tres regiones anatómicas diferenciadas: tarso, metatarso y dedos. La zona metatarsal está compuesta por cinco huesos largos denominados metatarsianos I, II, III, IV y V (fig. 1).

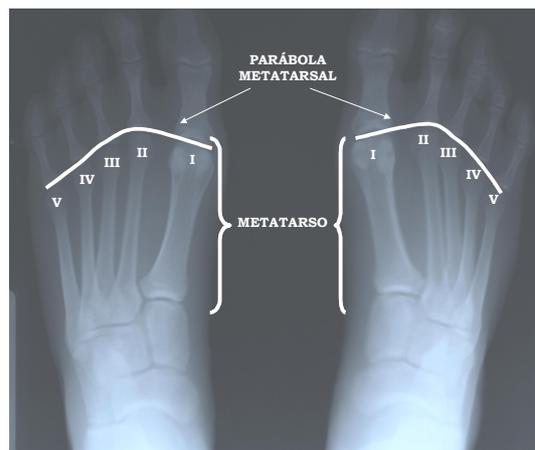


Fig. 1. Representación de la parábola metatarsal en radiografía dorsoplantar de ambos pies.

Como se puede apreciar en la radiografía de la figura 1, no todos los metatarsianos presentan la misma longitud, sino que conforman un diseño de parábola, es por ello que a esta región del pie también se denomine como parábola metatarsal. Debe existir por lo tanto una diferencia de longitud normal entre los cinco metatarsianos para un correcto funcionamiento del pie, y esta discrepancia en longitud normal es conocida como protusión metatarsal fisiológica.

Existen multitud de publicaciones científicas que atribuyen ciertas patologías y afecciones del pie a una protusión metatarsal inapropiada, sin embargo, hasta la fecha no se ha establecido ningún sistema de medición y cuantificación de esta parábola metatarsal, estableciendo criterios de normalidad que nos ayuden a predecir posibles patologías del pie debido a un funcionamiento inapropiado.

En este sentido, el presente estudio pretende determinar los valores de normalidad de la protusión metatarsal fisiológica como herramienta fundamental en el diagnóstico, pronóstico y tratamiento de múltiples afecciones del pie.

2. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN

Para poder determinar unos valores de normalidad es necesario realizar las mediciones sobre pies que presenten el área a estudiar dentro de la normalidad, es decir, que reúnan los siguientes requisitos:

- No presentar deformidades de la zona anterior del pie (juanete, dedos en garra o en martillo, etc.) ni limitación del movimiento en la articulación del primer dedo (dedo gordo).
- No padecer enfermedades osteoarticulares degenerativas (artrosis, artritis reumatoidea).
- No mostrar signos de un reparto de cargas inapropiado en el pie (callos y durezas en la planta del pie).
- No padecer dolor en el pie.
- No haberse sometido previamente a intervenciones quirúrgicas en el pie.
- No haber sufrido un traumatismo en el pie en los últimos doce meses.

Además de estos requisitos de normalidad será necesario que la conformación ósea del pie se haya completado por completo, es decir, que el pie en estudio haya finalizado su período de crecimiento óseo. Es por ello que sólo podrán incluirse en el estudio pies sanos de sujetos mayores de 20 años.

Para determinar si el pie o los pies del sujeto cumplen los mencionados criterios de normalidad, éste será interrogado por el investigador, quien rellenará una ficha en la cual se recojan los datos necesarios, incluyendo además datos de filiación.

Para valorar la normalidad de la movilidad articular del primer dedo se le pedirá que se tumbé o que se sienté en una camilla de exploración. El instrumento que se utilizará para registrar los datos es el llamado goniómetro de dos ramas, el cual consta de dos ramas de plástico unidas por uno de sus extremos en el cual tiene un medidor de ángulos (fig. 2).

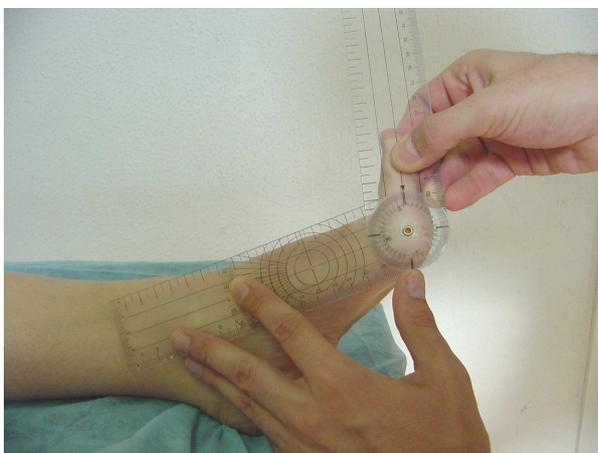


Fig. 2. Valoración de la movilidad de la articulación del primer dedo.

Si el pie valorado cumple los requisitos de normalidad se procederá a realizar una radiografía dorsoplantar en carga de uno o de ambos pies.

La radiografía dorsoplantar en carga es una radiografía que se hace con los dos pies juntos, estando usted de pie sobre el chasis que contiene la placa radiográfica. Se trata de una radiografía como la que usted observó en la figura 1 de este documento, pudiendo realizarse sobre uno o ambos pies. Aunque es una prueba que no conlleva ningún riesgo, se debe tener en cuenta lo siguiente:

- Si a usted se 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 puede llegar a ser perjudicial para su salud.
- Si es usted mujer y existe la posibilidad de que esté embarazada, NO se someta a esta prueba, ya que este tipo de radiación podría dañar al feto.

3. INFORMACIÓN ADICIONAL

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:

- El estudio se llevará a cabo por el profesor D. Gabriel Domínguez Maldonado.
- Es posible que se tomen fotografías del pie durante la prueba. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto.
- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o como publicación en revista científica.
- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.
- El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, los 10 minutos aproximadamente.
- Tanto los datos recogidos en la exploración como las radiografías utilizadas para este estudio podrán servir para otros estudios futuros de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.
- En cualquier caso podrá solicitar la anulación del consentimiento informado acudiendo a la siguiente dirección y firmando el documento: Centro Docente de Fisioterapia y Podología, C/ Avicena s/n 41009 (Sevilla).
- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA – UNIVERSIDAD DE SEVILLA

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Estudio observacional de la parábola metatarsal

DECLARACIONES Y FIRMAS

Colaborador:

D./D^a....., con D.N.I.
nº, declaro que el Prof. Gabriel Domínguez, responsable de la
investigación me ha explicado de forma satisfactoria la naturaleza del estudio, cuáles
son sus objetivos, 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 se me realice la exploración y pruebas necesarias para la consecución de los
objetivos de este estudio.

Fdo.

Investigador:

Yo, D. Gabriel Domínguez Maldonado, he informado a este colaborador de la
naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

Fdo.

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

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA – UNIVERSIDAD DE SEVILLA

**FORMULARIO DE REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO
INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Estudio observacional de la parábola metatarsal

DECLARACIONES Y FIRMAS

Colaborador:

D./D^a....., con D.N.I.
nº, manifiesto mi revocación del consentimiento para que se me
realicen las pruebas necesarias para la investigación, o que no se utilicen los resultados
obtenidos de las mismas en el caso de haberse efectuado ya.

Fdo.

Investigador:

Yo, D. Gabriel Domínguez Maldonado, no realizaré la exploración y pruebas
oportunas sobre el colaborador, y en caso de haberlas realizado ya no se
emplearán los resultados de las mismas en este estudio.

Fdo.

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

**X.II. EVALUACIÓN COMITÉ ÉTICO DE
EXPERIMENTACIÓN DE LA
UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

X.III. FICHA ESTUDIO PROTUSIÓN METATARSAL

**FICHA ESTUDIO
 PROTUSIÓN METATARSAL FISIOLÓGICA EN EL ADULTO**

DATOS DE FILIACIÓN		
APELLIDOS, NOMBRE		TELÉFONO
FECHA REALIZACIÓN PLACA	REFERENCIA	
FECHA NACIMIENTO	EDAD	SEXO <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/> M

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	IZQUIERDO	DERECHO
EXTENSIÓN 1ª ARTICULACIÓN MTF		
ÁNGULO HAV		
ÁNGULO I - II		
ÁNGULO METATARSUS ADDUCTUS		

MEDICIÓN DE VARIABLES	IZQUIERDO	DERECHO
ADAPTACIÓN DEL SISTEMA DE HARDY CLAPHAM (DISTANCIAS EN MM.)	I	
	II	
	III	
	IV	
	V	
ADAPTACIÓN DEL ÁNGULO DE OLLER	II-I	
	II-III	
	II-IV	
	II-V	

OBSERVACIONES: